



Bruno Rafael Matias Meireles

Licenciado em Ciências de Engenharia Biomédica

Desenvolvimento de um sistema de monitorização da pressão em almofadas anti-escaras

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Coorientadores: João Goes, Professor, NOVA FCT

Cláudia Quaresma, Professora, NOVA FCT



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Setembro, 2019

**Desenvolvimento de um sistema de monitorização da pressão em almofadas anti-es-
caras**

Copyright © Bruno Rafael Matias Meireles, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

Agradecimentos

Ao professor João Goes e à professora Cláudia Quaresma o meu obrigado. Obrigado por me terem aceite para este projeto e a prontidão com que me ajudaram ao longo do mesmo.

Agradeço também ao professor Paulo Ribeiro por me ter deixado partir o laboratório dele com o intuito de calibrar o sensor. Agradeço também a ajuda com a calibração.

Quero agradecer também ao Doutor Rui Pisco do Centro de Medicina de Reabilitação de Alcoitão por ter acompanhado este projeto.

Obrigado à minha velha por me stressar mais do que aquilo que era preciso, e ao meu velho exatamente pelo oposto.

Por último quero agradecer ao grupo “Farto da Konami”/”Trocados pelo Fortnite”/”Grupo de Rabetinhas”/”Botswana Noobs”, já ninguém sabe quantos nomes foram, sem eles esta tese estava pronta há dois meses.

Resumo

As úlceras por pressão são um problema ao nível das instituições de saúde. É uma problemática que, ainda nos dias de hoje afeta muitas pessoas, principalmente, idosos e paralisados. Esta condição médica está relacionada com uma taxa de mortalidade elevada, o que torna um assunto merecedor de atenção. Apesar de existirem métodos capazes de combater/prevenir esta situação, existem algumas lacunas com estes instrumentos. O âmbito da monitorização é a lacuna explorada por este projeto.

Este projeto pretende criar um dispositivo eletrónico capaz de monitorizar a pressão imposta nas almofadas anti-escaras. Neste documento estão descritos os vários passos para a concretização do dispositivo que dá resposta ao objetivo assumido. O esquema do dispositivo é simples, um sensor de pressão lê a grandeza de entrada, em seguida um filtro passa baixo reduz o ruído presente no sinal, o microcontrolador lê e interpreta o sinal recebido e envia a informação para um display. Os vários componentes eletrónicos estão caracterizados e explicados como funcionam e porque é que foram escolhidos. Por fim, é descrito como é que foi feita a calibração do sensor assim como a programação do sistema.

O resultado final é um protótipo funcional. O sistema é capaz de ler e transmitir a pressão de uma almofada anti-escaras. O documento aborda, também, um possível caminho para melhorar o desempenho do dispositivo, de maneira a torná-lo numa ajuda ainda melhor no combate a esta problemática que são as úlceras por pressão.

Palavras-chave: Úlceras por pressão; Escaras; Monitorização; Almofadas anti-escaras.

Abstract

Pressure ulcers are a problem for the health institutions. Nowadays it is a problem that affects many people. Mainly the elderly and the paralyzed. This medical condition is related with a high mortality rate. This relation makes it a subject that deserves attention. Although there are methods that can combat/prevent this situation, there are some shortcomings with these instruments. The scope of monitoring is the gap explored by this project.

This project pretends to create an electronic device capable of monitoring the pressure of the pressure ulcers cushions. This document describes the various steps for the realization of the device that fulfills that assumed objective. The system schematic is very simple. A pressure sensor reads the pressure of the cushion, then a low pass filter reduces the signal noise, a microcontroller reads, interprets and send the signal to a display. The various electronics components are characterized and explained how they work. It is also explained why these components were selected. At last the calibration of the sensor and the programming of the microcontroller are described.

The final result is a functional device. The system is able to read and show the pressure from a bedsore cushion. The document also discusses a possible way to improve device performance in order to make it an even better aid in the fight against pressure ulcers.

Key words: Pressure ulcers; Bedsores; Monitoring; Anti-bedsore pillows.

Conteúdos

Lista de Figuras	xiii
Lista de Tabelas	xv
INTRODUÇÃO	1
1. Contextualização e objetivos	1
2. Roteiro do documento	2
ENQUADRAMENTO TEÓRICO	3
2.1 Fisiologia e fatores biomecânicos das úlceras por pressão	3
2.2 Estruturas anatómicas mais afetadas	5
2.3 Dispositivos de prevenção das úlceras por pressão	7
2.4 Componentes eletrónicos	8
ESTADO DA ARTE	9
3.1 Sensores de pressão aplicados a almofadas anti-escaras	9
3.2 Monitorização do uso das almofadas anti-escaras	10
3.3 Instrumentos de leitura de pressão comercial	10
DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO	13
4.1 Descrição, objetivos e metodologia do protótipo	13
4.2 Pré-requisitos do protótipo	13
4.2.1 Sensor de pressão	13
4.2.2 Microcontrolador	17
4.2.3 Display	19
4.3 Arquitetura do protótipo	20
4.4 Descrição do primeiro protótipo	24
4.5 Segundo protótipo	25
PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	28
5.1 Calibração do sensor	28
5.2 Programação do microcontrolador	32
CONCLUSÕES E PERSPETIVAS FUTURAS	36
Bibliografia	38

Apêndice A	42
Programação em MatLab para o cálculo das incertezas	42
Apêndice B	46
Programação do microcontrolador com a interface Arduino.	46

Lista de Figuras

FIGURA 1 ESQUEMA DE FORÇAS APLICADAS A UMA SUPERFÍCIE (ADAPTADO DE [3]).	3
FIGURA 2 DISTORÇÃO DOS TECIDOS DEVIDO A PRESSÕES. EM B) PODEMOS OBSERVAR COMO É QUE AS VÁRIAS TENSÕES DISTORCEM OS TECIDOS (ADAPTADO DE [3]).	4
FIGURA 3 ESTADOS/GRAUS DE ÚLCERA A) PRIMEIRO GRAU, PELE INTACTA COM UMA COLORAÇÃO AVERMELHADA. B) SEGUNDO GRAU, DANOS PARCIAIS NA PELE COM EXPOSIÇÃO DA DERME. C) TERCEIRO GRAU, PERDA TOTAL DA ESPESSURA DA PELE. D) QUARTO GRAU, ACRESCE A PERDA DOS TECIDOS MOLES. E) SEM ESTADO, É POSSÍVEL OBSERVAR O TECIDO MORTO, SÓ É POSSÍVEL AVALIAR A GRAVIDADE DA SITUAÇÃO DEPOIS DE REMOVER O MATERIAL MORTO.	5
FIGURA 4 OS LOCAIS MAIS SUJEITOS A CRIAREM LESÃO EM CADA POSIÇÃO. A) POSIÇÃO DE SENTADO DA CAMA; B) POSIÇÃO DE SUPINAÇÃO; C) POSIÇÃO LATERAL; D) POSIÇÃO DE SENTADO NUMA CADEIRA DE RODAS. (ADAPTADO DE [9]).	6
FIGURA 5 ANATOMIA DA ZONA PÉLVICA	6
FIGURA 6 COLCHÃO VISCOELÁSTICO, PRIMEIRO GRUPO (RETIRADO DE [13])	7
FIGURA 7 SUPERFÍCIE DINÂMICA, SEGUNDO GRUPO (RETIRADO DE [14])	7
FIGURA 8 COLCHÃO DE AR EM CIRCULAÇÃO, TERCEIRO GRUPO (RETIRADO DE [16])	8
FIGURA 9 SISTEMA BODITRACK 2 PRO (ADAPTADO DE [19])	9
FIGURA 10 - MEDIDOR DE PRESSÃO DE AR, MÉTODO USUAL PARA MEDIR A PRESSÃO DO INTERIOR DE ALMOFADAS	10
FIGURA 11 MANÓMETRO ANALÓGICO USADO PARA MEDIÇÃO DA PRESSÃO DOS PNEUS DOS VEÍCULOS. (RETIRADO DE [21])	11
FIGURA 12 MANÓMETRO DIGITAL USADO PARA MEDIÇÃO DA PRESSÃO DOS PNEUS DOS VEÍCULOS. (RETIRADO DE [22])	11
FIGURA 13 FUNCIONAMENTO GERAL DE UM SENSOR DE PRESSÃO PIEZOELÉTRICO (ADAPTADO DE [24])	14
FIGURA 14 REPRESENTAÇÃO DE UM SENSOR DE PRESSÃO CAPACITIVO (ADAPTADO DE [26])	15
FIGURA 15 FUNCIONAMENTO DE UM SENSOR PIEZORESISTIVO (ADAPTADO DE [26])	16
FIGURA 16 QUANDO V_G É IGUAL A ZERO FICAMOS COM A RELAÇÃO $R_2R_1 = R_xR_3$. CONHECENDO AS RESISTÊNCIAS 1, 2 E 3 CONSEGUIMOS CHEGAR AO VALOR DA RESISTÊNCIA DESCONHECIDA.	16
FIGURA 17 ILUSTRAÇÃO DO SENSOR MPX5050GP (ADAPTADO DE [28])	17
FIGURA 18 MICROCONTROLADOR ESP32	19
FIGURA 19 DISPLAY ESCOLHIDO, I2C 128x64 OLED LCD LED	20
FIGURA 20 ESQUEMA DA ARQUITETURA DO PROTÓTIPO	20
FIGURA 21 CIRCUITO RECOMENDADO PARA IMPLEMENTAÇÃO DO SENSOR MPX5050GP (ADAPTADO DE [28])	21
FIGURA 22 FILTRO PASSA BAIXO (ADAPTADO DE [31])	22
FIGURA 23 ESQUEMA DO CIRCUITO ELÉTRICO DO FILTRO PASSA BAIXO DE SALLEN-KEY	22
FIGURA 24 COMPORTAMENTO DO FILTRO PASSA BAIXO UTILIZADO (FREQUÊNCIA)	23
FIGURA 25 COMPORTAMENTO DO FILTRO PASSA BAIXO UTILIZADO (FASE)	23

FIGURA 26 ESQUEMA DAS LIGAÇÕES MICROCONTROLADOR – DISPLAY (ADAPTADO DE[32]).....	24
FIGURA 27 ESQUEMA ELÉTRICO DO PROTÓTIPO COM RECUSO DO PROGRAMA EAGLE	24
FIGURA 28 PRIMEIRO DISPOSITIVO EM DESENVOLVIMENTO	25
FIGURA 29 PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO COM O PRODUTO FINAL (LADO FRONTAL).....	26
FIGURA 30 PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO COM O PRODUTO FINAL (LADO TRASEIRO).....	26
FIGURA 31 ESQUEMA DO MANÓMETRO DE COLUNA VERTICAL EM U USADO PARA A CALIBRAÇÃO.....	28
FIGURA 32 RETA DE CALIBRAÇÃO DO SENSOR	31
FIGURA 33 ESQUEMA DE LIGAÇÃO DO CONDENSADOR PARA RESOLVER PROBLEMA DE LIGAÇÃO. (ADAPTADO DE [28]).....	32
FIGURA 34 LÓGICA DO FUNCIONAMENTO DO CÓDIGO DO MICROCONTROLADOR.....	33
FIGURA 35 BLOCO DE CONFIGURAÇÃO	33
FIGURA 36 ESQUEMA DA LÓGICA DA PROGRAMAÇÃO DO BLOCO CÍCLICO.....	34

Lista de Tabelas

TABELA 1 RECOLHA DE DADOS PARA A CALIBRAÇÃO DO SENSOR.....	29
TABELA 2 RECOLHA DE DADOS PARA A CALIBRAÇÃO DO SENSOR COM CÁLCULO DA PRESSÃO E INCERTEZAS ASSOCIADAS.	30

INTRODUÇÃO

1. Contextualização e objetivos

As úlceras por pressão, ou escaras, são lesões localizadas na pele. Quando um indivíduo se encontra na mesma posição por tempos muito prolongados existe uma pressão persistente entre a superfície (entenda-se superfície como cama, banco, cadeira, onde o indivíduo possa estar apoiado) e as proeminências ósseas. Isto provoca lesões na pele e em casos mais graves, nos tecidos subjacentes [1].

A taxa de mortalidade está relacionada com o aparecimento das úlceras de pressão com origem em meio hospitalar. O estudo citado conclui que há uma grande relação das úlceras por pressão com a taxa de mortalidade no hospital e com a taxa de mortalidade nos 30 dias seguintes aos doentes terem alta [2].

Com base nas datas dos artigos publicados no decorrer da pesquisa bibliográfica para este projeto podemos concluir que o problema das úlceras por pressão é antigo. No entanto, mesmo com o avanço tecnológico ao nível da medicina os profissionais de saúde ainda não conseguem de uma maneira eficaz combater esta problemática [2].

As úlceras por pressão não são sintomas de uma doença em específico. São sim resultado da condição do doente. Qualquer doente sujeito a uma imobilização prolongada está em risco de desenvolver úlceras por pressão, como é o caso dos doentes acamados por doenças pulmonares, cardiovasculares ou neurológicas. Estes são os mais propensos a desenvolverem úlceras por pressão [3].

Existem vários fatores de risco que os profissionais de saúde têm que avaliar num doente. Estes são, capacidade debilitada de mobilidade, pouca sensibilidade à dor/pressão, pouco discernimento, má nutrição, incontinência e má circulação. A avaliação inicial destes fatores é importante para os profissionais de saúde saberem como atuar para prevenir as úlceras por pressão [4].

Apesar das úlceras por pressão estarem muito associadas à posição de deitado, é na posição de sentado, na zona do sacro, que se observa a maior incidência de aparecimento de úlceras por pressão [5]. No entanto, apesar da grande incidência de úlceras por pressão estas são evitáveis [5].

A prevenção deve ser feita por uma equipa multidisciplinar e passa por medidas para contrariar os fatores de risco em cima mencionados. Os profissionais de saúde e familiares devem adotar mecanismos de distribuição da pressão, mudar frequentemente a posição do doente, controlar a incontinência, ter atenção à nutrição e ao cuidado da pele [2]. Para combater os problemas associados às úlceras por

pressão, a nível da distribuição da pressão, foram desenvolvidas superfícies que conseguissem diminuir a pressão, aumentando a área de contacto entre o doente e a superfície, denominadas almofadas anti-escaras. Estas facilitam o processo de cura e promovem a qualidade de vida do doente [6].

Assim a pressão da almofada é um fator muito importante para o sucesso desta medida de prevenção. A escolha da almofada depende da avaliação de cada profissional. Este tem de ter em conta a facilidade com que se manuseia a almofada, e o custo desta. O profissional também avalia a condição do doente, avalia os fatores de risco e prognóstico [2]. Após escolher a almofada é preciso determinar a pressão adequada ao doente. Os profissionais conseguem determinar isto no meio hospitalar e assegurar que a almofada tem a pressão indicada quando os doentes estão ao seu cuidado. O problema reside nos doentes que estão em casa. Estes sabem a pressão que a almofada anti-escaras deve ter, mas não têm maneira de ter a certeza de que impuseram a pressão correta na almofada.

Posto isto, o objetivo deste projeto é desenvolver um dispositivo capaz de fazer a leitura da pressão em qualquer almofada anti-escaras no domicílio. Concedendo ao doente a capacidade de assegurar que está a usar a almofada corretamente. Este dispositivo também pretende ser capaz de guardar e enviar dados, sobre as pressões aplicadas na almofada pelo doente, para o profissional de saúde. Assim, existe uma maneira de monitorizar as condições em que o doente se encontra em casa.

2. Estrutura do documento

Neste subcapítulo vai ser explicado resumidamente o que vai ser descrito em cada um dos capítulos deste documento.

- **Primeiro capítulo, o presente:** Serve este capítulo para fazer a introdução ao problema que vai ser abordado e estabelecer o objetivo do trabalho;
- **Segundo capítulo:** Este capítulo pretende fazer, como o próprio título indica, um enquadramento teórico do que são, como se formam e onde se forma as úlceras de pressão. Por último pretende mostrar o que é que existe na atualidade de instrumentos de leitura de pressão comerciais
- **Terceiro Capítulo:** Este capítulo serve para mostrar o raciocínio por trás do desenvolvimento do protótipo. Quais os componentes escolhidos e porquê, que tipo de componentes é existem. Como é que foi arquitetado o protótipo e por fim como foi concretizado.
- **Quarto Capítulo:** Tratado a parte física do protótipo, por assim dizer, este capítulo vai descrever como é que o protótipo funciona. Como é que os vários componentes se comportam.
- **Quinto Capítulo:** Neste último capítulo vão ser abordado as perspetivas futuras.

ENQUADRAMENTO TEÓRICO

Este capítulo serve para dar ao leitor uma breve noção do que são as úlceras por pressão, onde são mais incidentes e como é que esta condição surge nos pacientes.

2.1 Fisiologia e fatores biomecânicos das úlceras por pressão

Pressão é definida como a quantidade de força aplicada na perpendicular a uma superfície por unidade de área. Associado a estas forças perpendiculares podem estar presentes forças paralelas [7], forças de cisalhamento. Podemos observar na figura 1 um esquema das forças descritas. As unidades de medida são em Newton por metro quadrado (N/m^2), que é o mesmo que dizer Pascal (Pa), ou milímetros de mercúrio (mmHg).



Figura 1 Esquema de forças aplicadas a uma superfície (adaptado de [3]).

A pele, sobre as proeminências ósseas, fica sujeita a grandes pressões isto promove a deterioração do tecido. Na figura 2 podemos observar como é que estas forças estão a atuar. Vemos as linhas horizontais sob o osso a ficarem mais juntas, sugere forças compressivas. Podemos ainda ver que as linhas horizontais alongam, sugere forças de tração (ao contrário das de pressão que comprimem, estas estendem o material). As linhas verticais ficam distorcidas, sugerindo forças de cisalhamento [7].

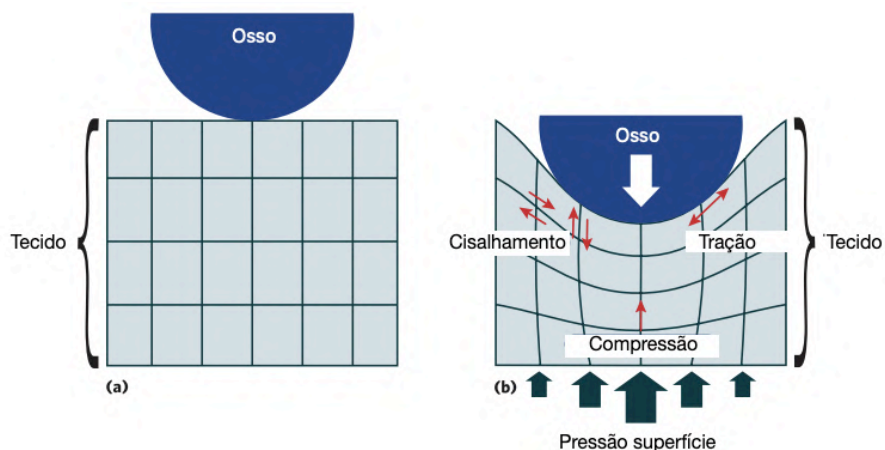


Figura 2 Distorção dos tecidos devido a pressões. Em b) podemos observar como é que as várias tensões distorcem os tecidos (adaptado de [3]).

A pressão que os tecidos sentem faz com que exista uma deficiência do fluxo de sangue a essa zona provocando uma falta de oxigénio e de nutrientes. Caso os tecidos não recebam o oxigénio e nutrientes necessário começam a deteriorar-se, promovendo o aparecimento de úlceras por pressão [4]. Existe um sistema internacional de estados de úlceras por pressão (Hasler, 2014 citado por Stephens et al [4]), que é o sistema de classificação de Úlceras por pressão internacional NPUAP/EPUAP. Este sistema ajuda-nos a perceber melhor a gravidade da situação do paciente. “Quanto maior o estado, mais grave é a úlcera por pressão e os danos à pele e aos tecidos subjacentes” [4].

O primeiro grau/estado é caracterizado por lesões superficiais. A pele apesar de se apresentar vermelha ou azul, ainda está intacta como podemos observar na figura 3 a).

No segundo grau/estado a úlcera por pressão parece uma ferida aberta ou uma bolha devido à ruptura de pele como representa a figura 3 b).

No terceiro grau/ estado a profundidade da úlcera por pressão depende da localização no corpo. A pele e os tecidos moles encontram-se danificados, figura 3 c).

O quarto grau/estado é o grau mais grave. Neste ponto a úlcera por pressão já causou danos à pele, tecido mole e músculo. Existem casos em que é possível ver o osso, figura 3 d).

Existe mais um estado que não se encontra na escala descrita em cima. Neste estado a úlcera por pressão está coberta por tecido morto. Só é possível determinar a gravidade quando removido o tecido morto, figura 3 e).

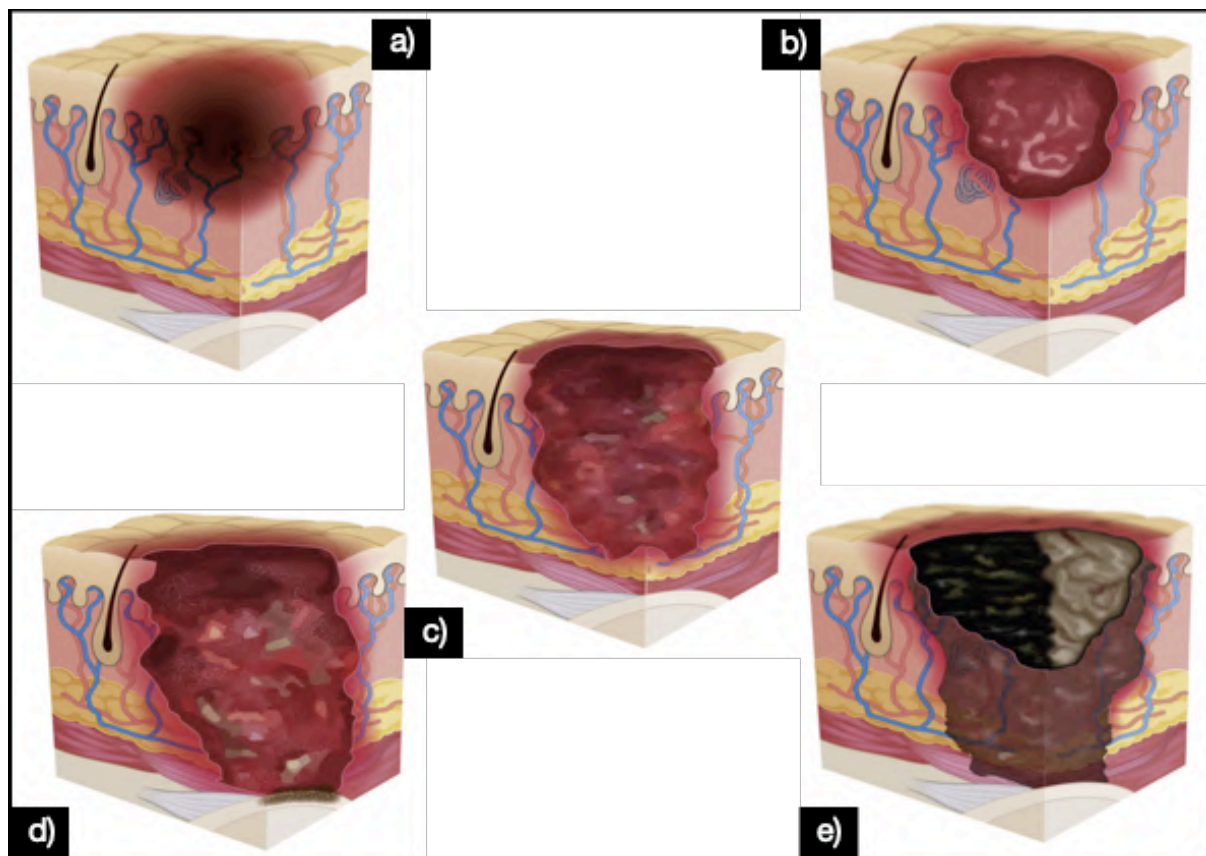


Figura 3 Estados/Graus de Úlcera a) Primeiro grau, pele intacta com uma coloração avermelhada. b) Segundo grau, danos parciais na pele com exposição da derme. c) Terceiro grau, perda total da espessura da pele. d) Quarto grau, acresce a perda dos tecidos moles. e) Sem estado, é possível observar o tecido morto, só é possível avaliar a gravidade da situação depois de remover o tecido morto.

2.2 Estruturas anatómicas mais afetadas

Existem zonas do corpo que são suscetíveis a desenvolverem úlceras por pressão. As zonas mais comuns são o sacro, costas, glúteos, calcanhares, parte traseira da cabeça e os cotovelos [8]. A figura 4 mostra as zonas mais afetadas consoante a posição em que o paciente se encontra.

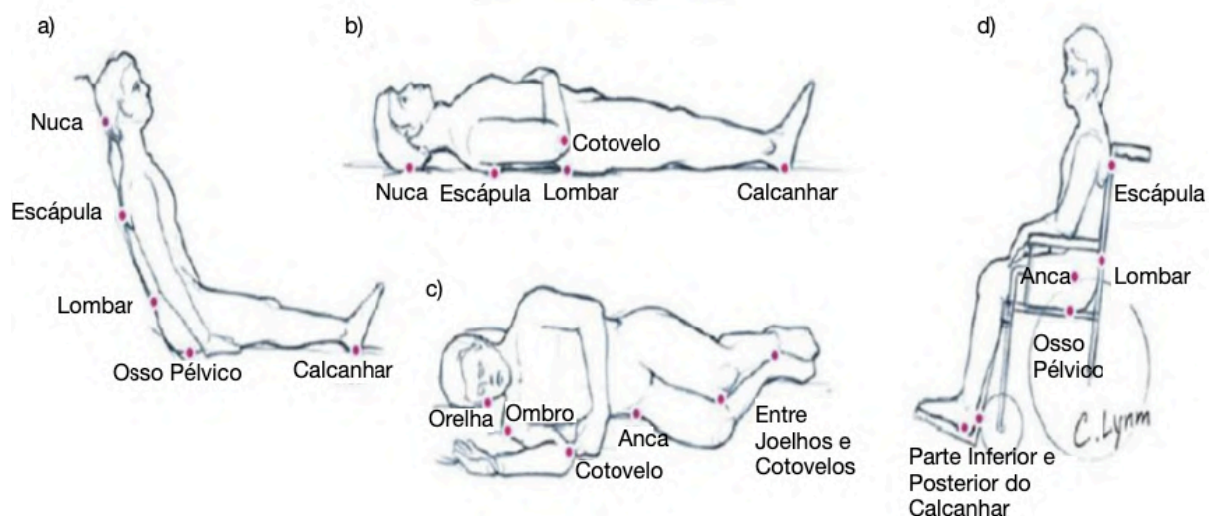


Figura 4 Os locais mais sujeitos a criarem lesão em cada posição. a) Posição de sentado da cama; b) Posição de supinação; c) Posição lateral; d) Posição de sentado numa cadeira de rodas. (Adaptado de [9])

Dos vários fatores que podem levar ao aparecimento de úlceras de pressão, o mais preocupante é a isquemia dos tecidos. Quando a pressão nos tecidos é demasiado elevada isto pode levar a micro oclusões do fluxo sanguíneo. A falta de sangue e nutrientes inicia o decaimento do estado dos tecidos [10].

Na posição de sentado, a compressão e/ou torção dos tecidos moles ocorre entre as proeminências ósseas e as zonas de suporte, cadeiras por exemplo [10]. Um paciente com uma má postura aumenta severamente o risco de desenvolver úlceras por pressão na zona pélvica. A zona pélvica tem um papel crucial na posição de sentado, porque todo o peso recai sobre esta zona. Esta zona, como mostra a figura 5, tem proeminências ósseas, pequenos ossos redondos o ísquio. Estas proeminências suportam o peso da parte superior do corpo todo. São pontos críticos devido à pressão enorme que resultam nesses pontos.



Figura 5 Anatomia da zona pélvica

2.3 Dispositivos de prevenção das úlceras por pressão

As almofadas anti-escaras têm como objetivo prevenir, como o próprio nome indica, o aparecimento das úlceras por pressão aumentando a tolerância do paciente sujeito à mesma posição. Estas superfícies pretendem aumentar a área de superfície entre o paciente e a própria superfície, diminuindo a pressão nas zonas de maior pressão indicadas no subcapítulo anterior, na figura 4 [11].

Com este objetivo em mente, podemos dividir as superfícies de suporte em três grupos.

O primeiro grupo são as superfícies estáticas como mostra a figura 6. Estes aparelhos moldam-se ao corpo, promovem um aumento da área de contacto, diminuindo assim a pressão em pontos cruciais [12]. Os aparelhos estáticos incluem ar, espuma (convoluta ou sólida), gel, água ou colchões. Este grupo de aparelhos é ideal quando o paciente é de baixo risco.

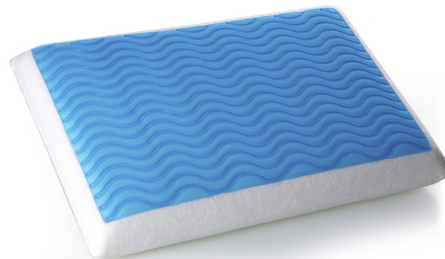


Figura 6 Colchão viscoelástico, primeiro grupo (retirado de [13])

O segundo grupo são as superfícies dinâmicas, funcionam com eletricidade ou bombas, como mostra a figura 7. Estes aparelhos alternam as zonas com ar e sem ar. Permitem assim variar os pontos de grande pressão [12]. Este grupo é adequado a pacientes com um grau moderado a alto de risco.



Figura 7 Superfície dinâmica, segundo grupo (retirado de [14])

O terceiro grupo são também superfícies dinâmicas. Este grupo tem a particularidade de só englobar colchões que mantêm ar em circulação para simular um fluido [15], ilustrado na figura 8.



Figura 8 Colchão de ar em circulação, terceiro grupo (retirado de [16])

2.4 Componentes eletrónicos

Para o protótipo do sistema de monitorização são precisos três componentes principais, o sensor de pressão, um microcontrolador e um display. Este subcapítulo pretende fazer uma breve introdução a cada um dos principais componentes a ser usados neste trabalho.

Um sensor de pressão é por definição, como o nome indica, um instrumento sensível à pressão. Usado num circuito integrado atua como um transdutor, isto é, emite um sinal elétrico, corrente ou tensão, relacionado proporcionalmente com a grandeza de entrada, a pressão [17].

Um microcontrolador é um pequeno computador integrado num chip. Este chip é composto por memória, periféricos e interfaces de entrada e saída. Estes componentes realizam apenas uma tarefa, a tarefa para a qual estão programados. Para alterar o funcionamento do microcontrolador é preciso reprogramá-lo[18].

Um “display” é um pequeno ecrã que se liga ao microcontrolador e que permite, conforme a programação, ver sequencialmente os dados que o microcontrolador está a receber e/ou a enviar.

2.5 Estado da arte

Este subcapítulo pretende mostrar o que existe hoje em dia relativamente a este tema.

2.5.1 Sensores de pressão aplicados a almofadas anti-escaras

A técnica mais usada para a monitorização da pressão das almofadas anti-escaras é a utilização de um mapa de pressões. Existem vários modelos no mercado. O Centro de Medicina de Reabilitação de Alcoitão usa o sistema FSA BodiTrack, figura 9.

O sistema de mapeamento de pressões permite um apoio visual aos profissionais de saúde. Este sistema oferece uma figura da distribuição de pressões quando um indivíduo está sentado ou deitado sobre uma superfície. O sistema consegue também indicar os locais com maior probabilidade de sofrerem tensões tangenciais, zonas de risco [19].

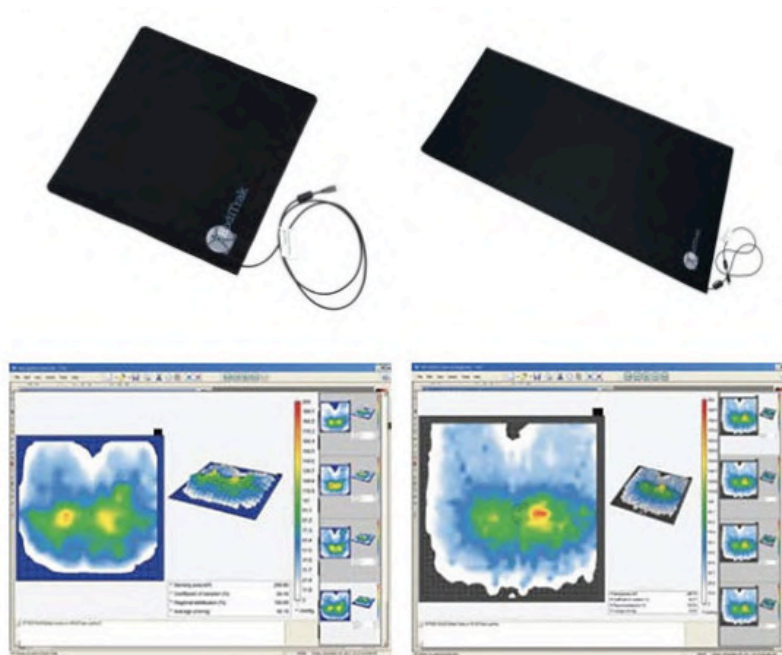


Figura 9 Sistema BodiTrack 2 pro (adaptado de [19])

Para conseguir as imagens o sistema usa um conjunto de sensores de pressão.

Os profissionais de saúde auxiliados por esta ferramenta conseguem tomar as melhores decisões de acordo com a situação de cada paciente, conseguindo assim uma solução personalizada para cada um.

Uma melhoria em relação a sistemas anteriores é a constante monitorização dos dados fornecidos pelo tapete de pressão. Os dados são constantemente recolhidos e armazenados. Com uma simples

conexão a um sistema informático o profissional pode avaliar a evolução do mapa de pressão e agir de acordo [19].

2.5.2 Monitorização do uso das almofadas anti-escaras

Em alternativa à técnica apresentada no ponto anterior, existe a técnica de avaliação manual. Com recurso a anatomia palpatória os profissionais de saúde têm que palpar as tuberosidades isquiáticas face à imersão sentida na almofada. Este processo é pouco objetivo, uma vez que passa pela experiência do profissional e não por dados concretos.

Num estudo, onde se pretendia maximizar a eficácia das almofadas anti-escaras, distribuindo da melhor forma o peso do paciente pelas superfícies, minimizando o foco de pressão nas proeminências ósseas[20], através da variação da pressão interior da almofada, foi usado um simples medidor de pressão, como se mostra na figura 10, para fazer a monitorização da pressão do interior das almofadas.



Figura 10 - Medidor de pressão de ar, método usual para medir a pressão do interior de almofadas.

2.5.3 Instrumentos de leitura de pressão comercial

Existem no mercado sensores que possibilitam a leitura da pressão no quotidiano. Um dos exemplos são os manómetros usados para medir a pressão dos pneus dos veículos.

Existem dois tipos de manómetros os analógicos e os digitais.

Os manómetros analógicos são caracterizados por uma válvula e pelo mostrador analógico. Existem várias gamas de manómetros, mas de uma maneira geral assemelham-se todos ao da figura 11.



Figura 11 Manómetro analógico usado para medição da pressão dos pneus dos veículos. (Retirado de[21])

Os manómetros digitais, mais compactos e mais pequenos que os analógicos, também são caracterizados por uma válvula, diferem na maneira como o valor da pressão é apresentado. O manómetro digital apresenta um valor da pressão do pneu num “display”. A figura 12 mostra, de uma maneira geral o aspeto destes manómetros digitais.



Figura 12 Manómetro digital usado para medição da pressão dos pneus dos veículos. (Retirado de [22])

Outro exemplo são os medidores de pressão arterial. Estes aparelhos, assim como os medidores de pressão dos pneus dos carros, também são analógicos ou digitais. Com os aparelhos analógicos, os utilizadores enchem uma bolsa de ar presa ao braço ou perna e com ajuda do estetoscópio, através dos sons de Korotcoff, leem a pressão mínima e máxima do fluxo sanguíneo num manómetro. Os aparelhos digitais são mais simples, usam o mesmo princípio com a bolsa de ar, mas a leitura da pressão, por parte do utilizador é diferente. A pressão medida é apresentada num “display” digital, sem recurso a um estetoscópio por parte do utilizador.

O proposto deste trabalho é desenvolver um dispositivo com uma resolução superior e mais indicada para as pressões envolvidas com almofadas anti-escaras.

DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO

Serve este capítulo para descrever as etapas para o desenvolvimento do protótipo para ler a pressão das almofadas anti-escaras. Será evidenciado a maneira como evolui a criação, a metodologia e a arquitetura do protótipo para corresponder aos requisitos do mesmo.

4.1 Descrição, objetivos e metodologia do protótipo

Com o objetivo de criar um dispositivo eletrônico que permitisse aos pacientes controlarem a pressão das almofadas anti-escaras foi desenvolvido sistema que permite ao paciente e aos profissionais de saúde ler a pressão das almofadas anti-escaras. O protótipo lê a pressão através de um sensor e mostra o resultado no pequeno “display”.

Este dispositivo eletrônico permite aos utilizadores aplicarem a pressão correta, recomendada pelos profissionais de saúde, nas suas almofadas anti-escaras no domicílio. Este é o principal objetivo do dispositivo.

O desenvolvimento do dispositivo foi delineado em conjunto com ambos os orientadores, o professor João Goes e a professora Cláudia Quaresma. O projeto seguiu as seguintes etapas:

1. Escolha dos componentes mais apropriados;
2. Desenho do esquema eletrônico com auxílio do programa EAGLE;
3. Calibração do sensor;
4. Programação o microcontrolador;
5. Soldar o circuito impresso;

4.2 Pré-requisitos do protótipo

Este subcapítulo pretende explicar o que é cada um dos componentes e quais os componentes escolhidos para desenvolver o protótipo.

4.2.1 Sensor de pressão

Como já referido anteriormente, um sensor de pressão é um componente que funciona como um transdutor, emite um sinal elétrico relacionado com a gradeza pressão de entrada [17].

Existem vários tipos de sensores de pressão. Estes sensores realizam a medida comparando a pressão à entrada com uma câmara intrínseca, a diferença reside na câmara.

- **Sensores de pressão absoluta** – estes sensores têm uma câmara quase em vácuo e as pressões são medidas com comparação a esta câmara;
- **Sensores de pressão manométrica** – estes sensores também são chamados de sensores de pressão relativa. A medida que este sensor faz é em comparação com a pressão atmosférica;
- **Sensores de pressão com *gauge* selado** – funcionam como os sensores de pressão manométrica, a diferença reside no que é usado para fazer a comparação. Neste caso a comparação é feita com uma pressão fixa;
- **Sensores de pressão diferencial** – Estes sensores servem para medir a diferença de pressão entre dois pontos;

Outro aspeto importante dos sensores de pressão é o princípio de funcionamento destes. Estes são os vários princípios:

- **Sensores de pressão piezoelétricos** – estes sensores baseiam-se no princípio piezoelétrico descoberto por Pierre Curie e Paul Jacques em 1880. O efeito piezoelétrico ocorre quando é gerado um potencial elétrico num material quando este material sofre uma tensão. O efeito inverso também existe, ou seja, quando aplicado um potencial elétrico a um material, este deforma-se [23]. Os sensores de pressão piezoelétricos tiram partido deste efeito. Quando uma pressão deforma o diafragma piezoelétrico é criado um efeito elétrico através do cristal [24]. Este efeito é medido em voltagem em proporção à deformação, a figura 13 ilustra esta mecânica.

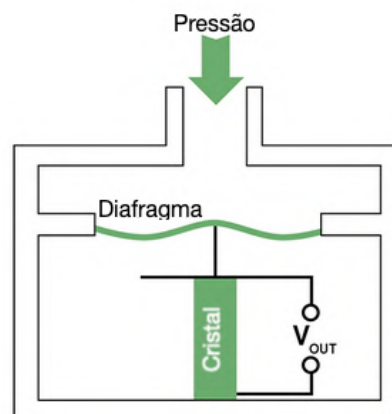


Figura 13 Funcionamento geral de um sensor de pressão piezoelétrico (adaptado de [24]).

- **Sensores de pressão capacitivos** – estes sensores aproveitam o modo como os condensadores funcionam. Sabemos que o valor da capacidade varia com a distância entre as duas placas, porque ao mantermos a tensão entre as duas placas e diminuirmos a distância, há um aumento do campo de força ou se aumentarmos a distância diminuimos o campo de força. Esta variação do campo vai provocar alterações no movimento das cargas acumuladas alterando a capacidade [25]. Então estes sensores são construídos da seguinte forma: um eléctrodo funciona como o diafragma e o outro eléctrodo fica fixo. As movimentações do diafragma vão provocar alterações no valor da capacidade. Nestes sensores é necessário um pequeno circuito eléctrico para traduzir as alterações de capacitância em sinais eléctricos [26]. Na figura 14 está ilustrado o esquema do funcionamento destes sensores.

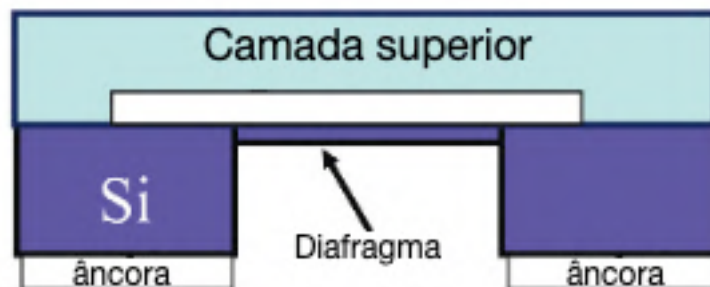


Figura 14 Representação de um sensor de pressão capacitivo (adaptado de [26])

- **Sensores de pressão piezoresistivos** – estes sensores funcionam com base no princípio da piezoresistividade, relatado pela primeira vez por Lord Kelvin em 1856. Só em 1954 é que o efeito foi descrito por C.S. Smith no germânio e silício. O efeito piezoresistivo ocorre quando um material é sujeito a uma pressão e altera a sua resistência à corrente eléctrica [27]. Os sensores de pressão piezoresistivos tiram partido deste fenómeno. Nos sensores tradicionais o usual era colocar extensómetros nos diafragmas de metal no local onde a tensão era máxima (para maximizar a sensibilidade). Com o conhecimento do efeito piezoresistivo no silício e o desenvolvimento da tecnologia para criar diafragmas de silício, os extensómetros foram trocados por piezoresistores dopados com boro, como mostra a figura 15. Esta abordagem oferece uma melhoria da sensibilidade porque os materiais piezo-resistivos são embutidos diretamente no diafragma e ocorre a difusão do boro nas zonas de maior tensão. Para conhecer o valor do output as resistências estão montadas num circuito eléctrico, em ponte, chamado *Wheatstone bridge* [26], a figura 16 ilustra este circuito.

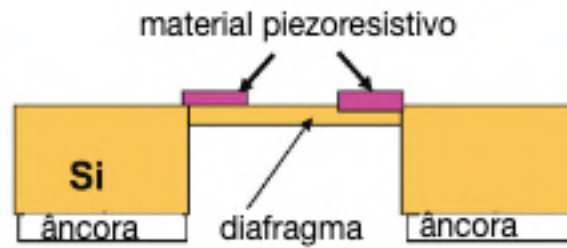


Figura 15 Funcionamento de um sensor piezoresistivo (adaptado de [26])

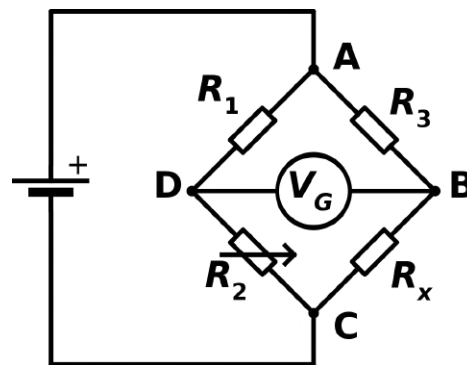


Figura 16 Quando V_g é igual a zero ficamos com a relação $\frac{R_2}{R_1} = \frac{R_x}{R_3}$. Conhecendo as resistências 1, 2 e 3 conseguimos chegar ao valor da resistência desconhecida.

- **Sensores de pressão ressonantes** – a informação resultante deste sensor é uma frequência. Facilmente se faz a interface com o computador sem ser necessário um conversor analógico-digital (ADC). Usualmente é usado uma camada de quartzo. As características do quartzo permitem que estes sinais tenham uma ótima resolução e estabilidade. A estabilidade é só dependente das características do material ressonante. Estes sensores são muito difíceis de construir, e conseqüentemente, o preço é bastante elevado [26].

Posto esta introdução aos sensores, foi preciso escolher um sensor. Os valores a que vão ser submetidas as almofadas, é um requisito muito importante que se deve ter em conta. Estes valores rondam os 10 e os 30 kPa. O sensor escolhido foi o MPX5050GP ilustrado na figura 17. Segundo o *datasheet*, este sensor lê pressões num intervalo entre os 0 e os 50 kPa [28] e funciona com uma fonte de tensão de alimentação de 5 V.



Figura 17 Ilustração do sensor MPX5050GP (adaptado de [28])

4.2.2 Microcontrolador

Microcontroladores são circuitos eletrônicos integrados num só chip. Este chip tem grande parte das ferramentas necessárias para um controlador funcionar. Os microcontroladores garantem os mecanismos de controlo, depois de programados, para uma máquina operar [29].

De uma maneira geral os microcontroladores incluem [29]:

- **Processador** – É o CPU do controlador, contém as unidades de lógica aritmética, de controlo e de registo;
- **Memória** – Esta componente está dividida em duas partes, a memória de programa e memória de dados, O controlador DMA controla a transferência de dados entre os periféricos e a memória;
- **Controlador de Interrupção** – esta parte está responsável de interromper o normal procedimento do programa no caso de acontecer algum evento interno ou externo. Em conjunto com o modo de repouso, permite uma poupança de energia;
- **Input/Output digital** – dependendo do controlador pode ter de 3-4 a 90 portas paralelas;
- **Input/Output analógico** – a maioria dos controladores têm conversores analógico-digital (ADC). Conforme o controlador, o número de ADCs varia de 2 a 16 em número e a resolução entre 8 ou 12 bits;
- **Interfaces** – todos os controladores precisam no mínimo de uma interface série para fazer o “download” do programa e fazer a comunicação com o computador. Existem outras interfaces que se juntam. Alguns controladores têm outras interfaces como SPI e SCI. Controladores com maiores dimensões já conseguem incorporar interfaces como PCI, USB ou Ethernet.
- **Watchdog Timer** – esta unidade serve para o microcontrolador fazer o reset aos seus sistemas para garantir a integridade dos seus sistemas críticos em caso de ocorrer algum problema;

- **Unidade de “Debug”** – Esta unidade, que nem todos os controladores têm, permite o fazer o “debug” remoto a partir do computador.

Os microcontroladores são aplicados numa grande panóplia de mecanismos [29], tais como:

- Em supermercados nas caixas registadoras, balanças, entre outros;
- Em casa nos fornos, máquinas de lavar roupa, máquinas de lavar loiça, alarmes, entre outros;
- Em escritórios nas fotocopiadoras, elevadores, computadores;
- Na indústria automóvel, em sistemas de segurança;
- Na estrada encontramos microcontroladores em carros, sinais de trânsito.

É importante distinguir microcontrolador de microprocessador. Um microprocessador é um elemento em computação digital ou num processador central. As características seguintes permitem uma melhor compreensão da distinção entre os dois [29]:

- Os microprocessadores são chips únicos enquanto um microcontrolador contém um processador e também outros circuitos pertencentes a um microcontrolador dentro do mesmo chip;
- Enquanto os microcontroladores têm várias interfaces assim como outras unidades, o microprocessador tem apenas uma pequena RAM no seu processador e não tem interfaces;
- O funcionamento do microcontrolador requer que este responda a unidades de controlo em tempo real usando o controlo de interrupção. Para o microprocessador fazer o mesmo é preciso um elemento externo;
- O microcontrolador faz parte de um pequeno design com uma função de específica, enquanto o microprocessador é como processador em microcomputadores;
- Os microcontroladores permitem realizar várias tarefas em simultâneo e realiza as tarefas mais rapidamente;

Podemos classificar os microcontroladores com base na capacidade de realizar as operações digitais [29]:

- **Microcontrolador de 8 bits** – este microcontrolador executa as operações lógicas e aritméticas a 8 bits. Alguns exemplos de microcontroladores de 8 bits são o Intel 8051 e o Motorola MC68HC11;
- **Microcontrolador de 16 bits** - este microcontrolador executa as operações lógicas e aritméticas a 16 bits. Alguns exemplos de microcontroladores de 16 bits são o Intel 8096 e o Motorola MC68HC12;

- **Microcontrolador de 32 bits** - este microcontrolador executa as operações lógicas e aritméticas a 32 bits. Alguns exemplos de microcontroladores de 32 bits são o Intel 80960 e o Motorola MC68332;

O desempenho do microcontrolador de 32 bits é superior ao desempenho do de 16 bits e o de 8 bits é o mais lento.

O microcontrolador escolhido foi o ESP 32 (ilustrado na figura 18), por ser de baixo custo e de baixo consumo. É programável através da interface do Arduino e funciona com uma fonte de tensão de alimentação de 3,3 V. É um microcontrolador de 32 bits. Tem 34 portas programáveis e 2 conversores analógico-digital de 12 bits de resolução. Duas características muito interessantes são as unidades de Bluetooth e de wifi.

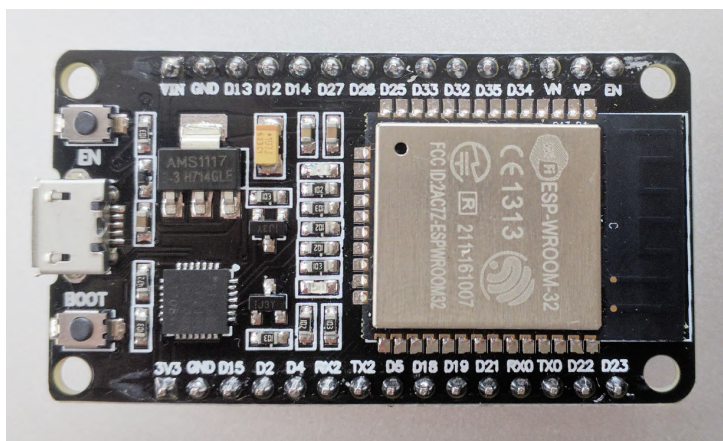


Figura 18 Microcontrolador ESP32

4.2.3 “Display”

A única questão associada ao “display” é a compatibilidade com o microcontrolador. Por isso, o escolhido foi o I2C 128x64 OLED LCD LED (ilustrado na figura 19). Funciona com uma fonte de alimentação de 5V.

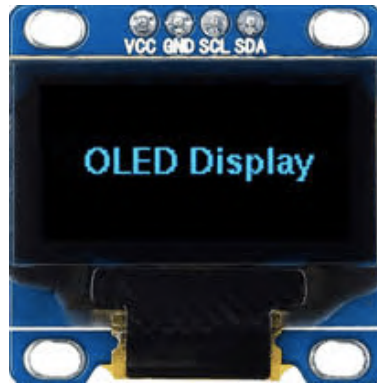


Figura 19 Display escolhido, I2C 128x64 OLED LCD LED

4.3 Arquitetura do protótipo

O protótipo segue uma lógica muito simples como é ilustrado na figura 20.

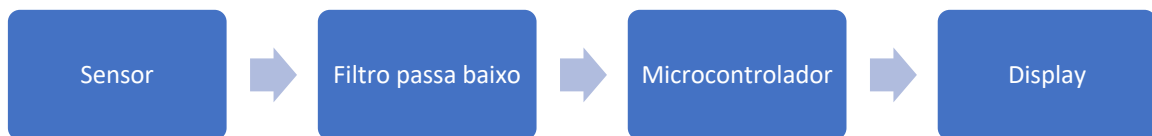


Figura 20 Esquema da arquitetura do protótipo

O sensor lê a pressão. O sinal lido pelo sensor passa por um filtro passa baixo para remover os 50 Hz da rede que é interpretado pelo microcontrolador. O resultado é, então, apresentado no “display”.

Os circuitos elétricos foram desenhados com recurso do programa EAGLE e dos respetivos *datasheets*.

Ao consultar o *datasheet* do sensor MPX5050GP encontramos o circuito recomendado, ilustrado na figura 21, para a implementação do mesmo.

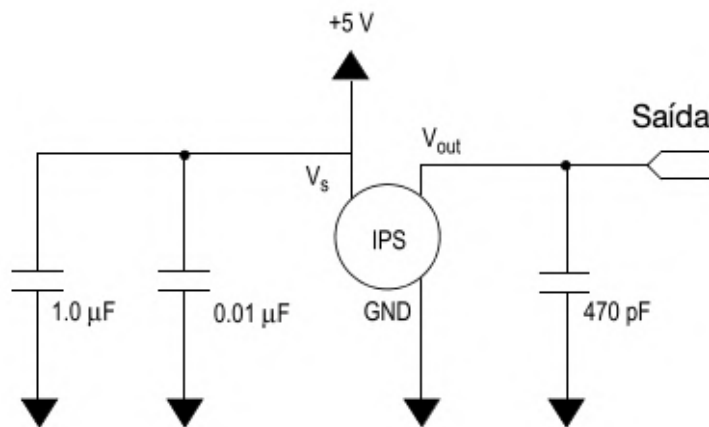


Figura 21 Circuito recomendado para implementação do sensor MPX5050GP (adaptado de [28])

O sinal de saída do sensor era um sinal com ruído, os 50 Hz da rede. Por isso decidiu-se implementar um filtro passa baixo porque as frequências que continham a informação do sinal eram frequências baixas.

Primeiro vamos abordar o que é um filtro. Um filtro é um circuito eletrónico com o objetivo de atenuar ou acentuar características do sinal. Existem muitas aplicações práticas para filtros [30], alguns exemplos são:

- **Comunicações rádio** - permite ao recetor apenas “vêr” a frequência desejada;
- **Áudio** – uma rede de filtros permite enviar as frequências corretas para as várias colunas.
Por exemplo as baixas frequências para os *woofers*;
- **Fontes de tensão DC** – permite remover o ruído.

Existem quatro grandes grupos de filtros, passa baixo, passa alto, passa banda e rejeita banda [30]. O nome de cada um destes filtros explica bem o que cada um faz.

- **Passa baixo** – atenua todas as frequências acima de uma frequência de corte, deixando as frequências abaixo da frequência de corte sem serem afetadas;
- **Passa alto** – atenua todas as frequências abaixo da frequência de corte, deixando as frequências acima da frequência de corte sem serem afetadas;
- **Passa banda** – Escolhida uma gama de frequências de interesse, o que o filtro faz é atenuar as frequências fora da gama escolhida;
- **Rejeita banda** – Faz o oposto do filtro passa banda, escolhida uma gama de frequências este filtro atenua esta gama e as frequências fora desta gama são atenuadas.

Podemos associar os filtros em dois grandes grupos, nomeadamente passivo e ativo [30].

- **Filtros ativos** – Estes filtros são capazes de filtrar o sinal assim como impor um ganho de tensão. Têm um elemento ativo como amplificadores operacionais.
- **Filtros passivos** – Estes filtros não impõem qualquer tipo de ganho de tensão ao sinal. Só têm elementos passivos, resistências e condensadores

Para este trabalho não havia necessidade de impor um filtro ativo.

Recorrendo à ferramenta *Filter Wizard* do site *Analog Devices* desenhou-se um filtro passa baixo capaz de eliminar o ruído provocado pelos 50 Hz da rede. O filtro ficou com o aspeto da figura 22.

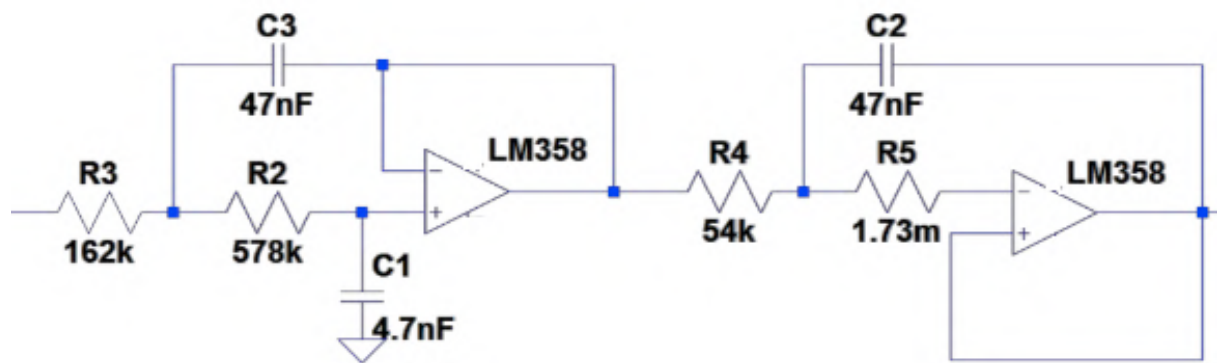


Figura 22 Filtro Passa Baixo (adaptado de [31])

Na prática não foi possível implementar o circuito deste filtro passa baixo, por isso foi preciso achar uma nova solução.

Optou-se pelo filtro passa baixo *Sallen-Key* de 2ª ordem que, de uma maneira geral, está representado na figura 23.

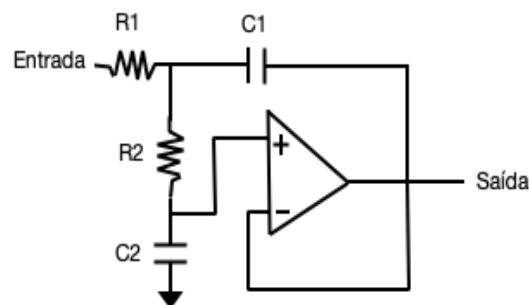


Figura 23 Esquema do circuito elétrico do filtro passa baixo de Sallen-Key

Se mantivermos $R_1 = R_2 = R$ e $C_1 = C_2 = C$, a frequência de corte em Hz é nos dada pela seguinte equação:

$$f_c = \frac{1}{2\pi \times \sqrt{C^2 R^2}}$$

Para uma frequência de corte de 20 Hz e $R=160 \text{ k}\Omega$ obtemos que $C=47 \text{ nF}$. Na figura 24 conseguimos ver como é que o filtro funciona conforme as frequências, correspondente o diagrama de Bode de características de amplitude.

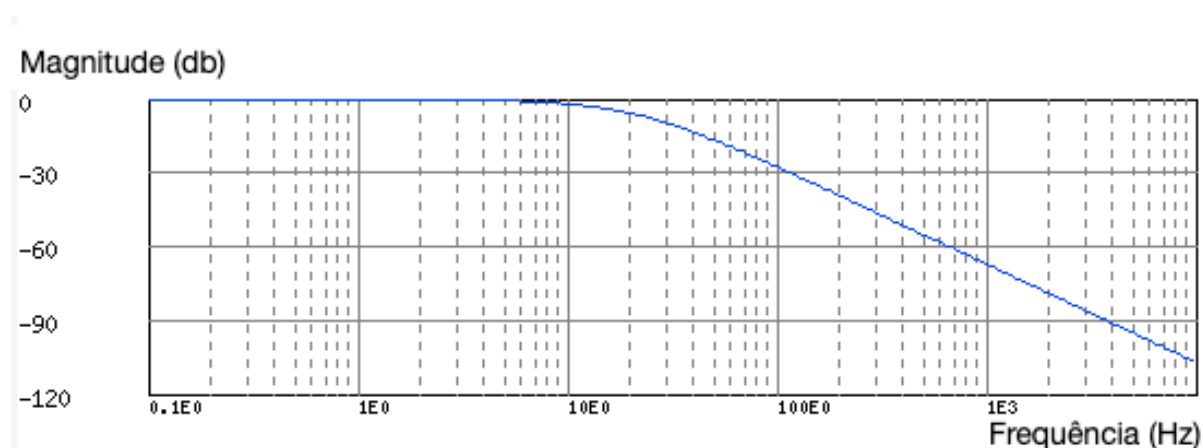


Figura 24 Comportamento do filtro passa baixo utilizado (frequência)

Na figura 25 conseguimos ver o gráfico da fase, correspondente ao diagrama de Bode de fase

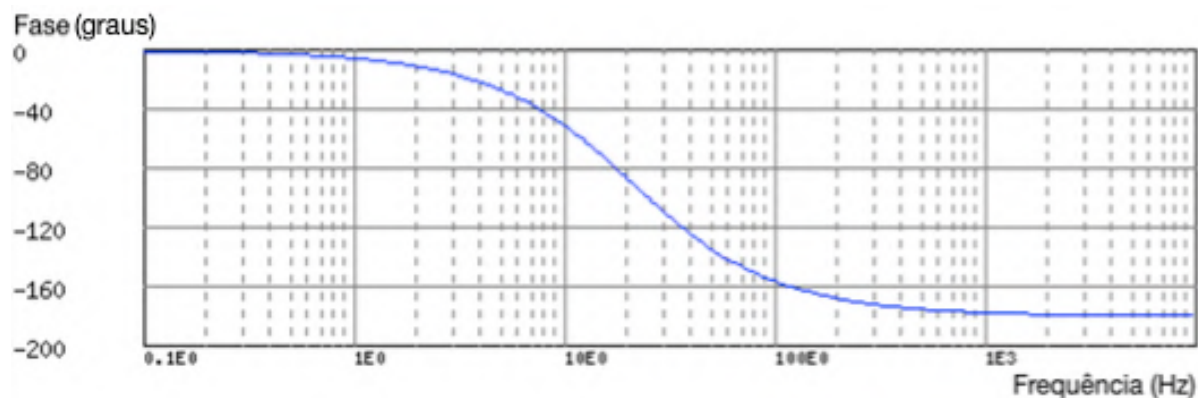


Figura 25 Comportamento do filtro passa baixo utilizado (fase)

Depois o filtro passa baixo, há que saber quais os pinos do microcontrolador que servem como entradas. Ao consultar o *datasheet* do microcontrolador ESP32 existem uma série de pinos que podem ser utilizados. Depois de consultar vários fóruns, onde várias pessoas discutem os seus projetos, concluímos que a melhor opção seria o terceiro pino, com o nome GPIO 36.

Para ligar o “display” ao microcontrolador tínhamos que ligar os pins SDA do display ao GPIO21 do microcontrolador e o SCL ao GPIO22 como mostra na figura 26.

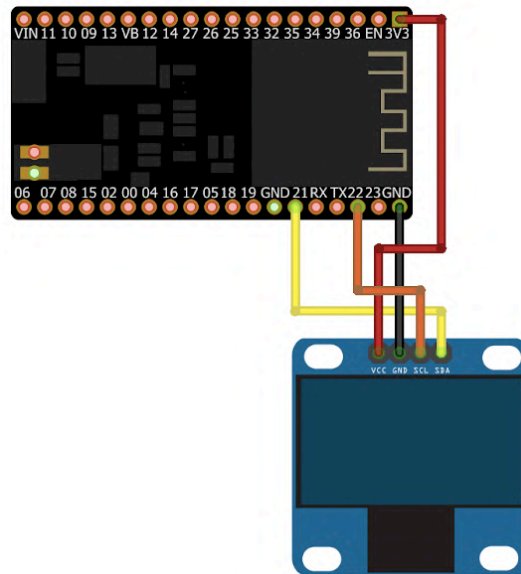


Figura 26 Esquema das ligações microcontrolador – display (adaptado de [32])

Com recurso ao programa EAGLE foi desenhado o circuito elétrico com todos os componentes do protótipo. O esquema está amplifiadamente apresentado na figura 27.

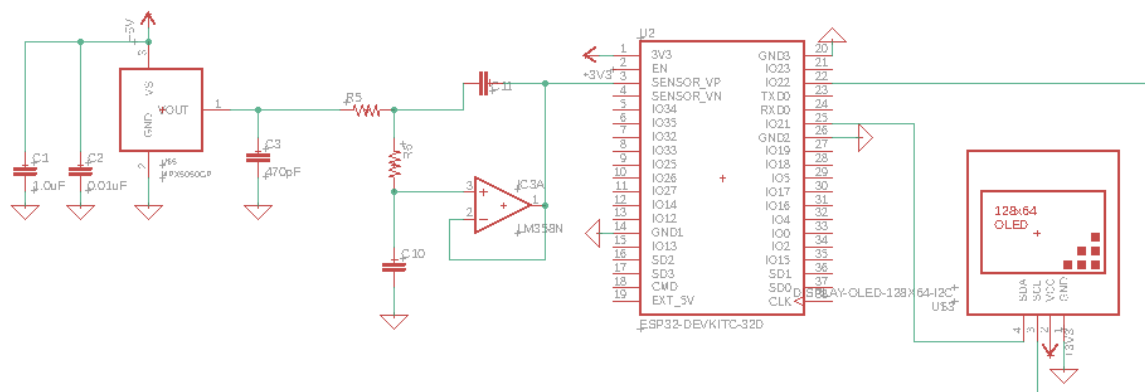


Figura 27 Esquema elétrico do protótipo com recuso do programa EAGLE

4.4 Descrição do primeiro protótipo

Numa primeira fase o trabalho foi realizado com uma *breadboard* como mostra a figura 28. Primeiro foi implementado o circuito do sensor. Após montado o sensor, testou-se se este transmitia algum

sinal face à variação de pressão. Para isto usou-se somente uma palhinha e a força da expiração para, com recurso de um osciloscópio, verificar se havia alguma variação no sinal de saída do sensor.

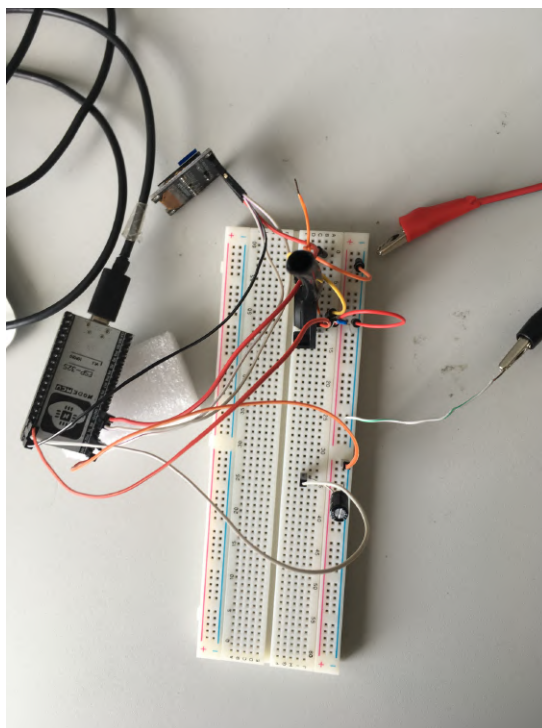


Figura 28 Primeiro dispositivo em desenvolvimento

O segundo passo foi a implementação do microcontrolador, para perceber se a conexão com o sensor estava operacional. Após montado o circuito e uma simples programação do microcontrolador para mostrar no serial monitor da interface do Arduino o sinal recebido percebeu-se que estava tudo operacional para o próximo passo.

Após o sensor e o microcontrolador estarem montados, foi altura de montar o “display”. Após montar as ligações do sensor ao microcontrolador e programar o microcontrolador para enviar os dados para o display, comparou-se o que estava visível no display com o que era apresentado no “serial monitor”. Como os valores coincidiam, as ligações foram tomadas como operacionais.

4.5 Segundo protótipo

Após a calibração do sensor e a programação final do microcontrolador (aspetos discutidos no capítulo seguinte) foi necessário criar um protótipo mais robusto e estável do que a *breadboard*. Para isto foi soldado um circuito impresso (CI). Este CI ficou com o aspeto das imagens 29 e 30.

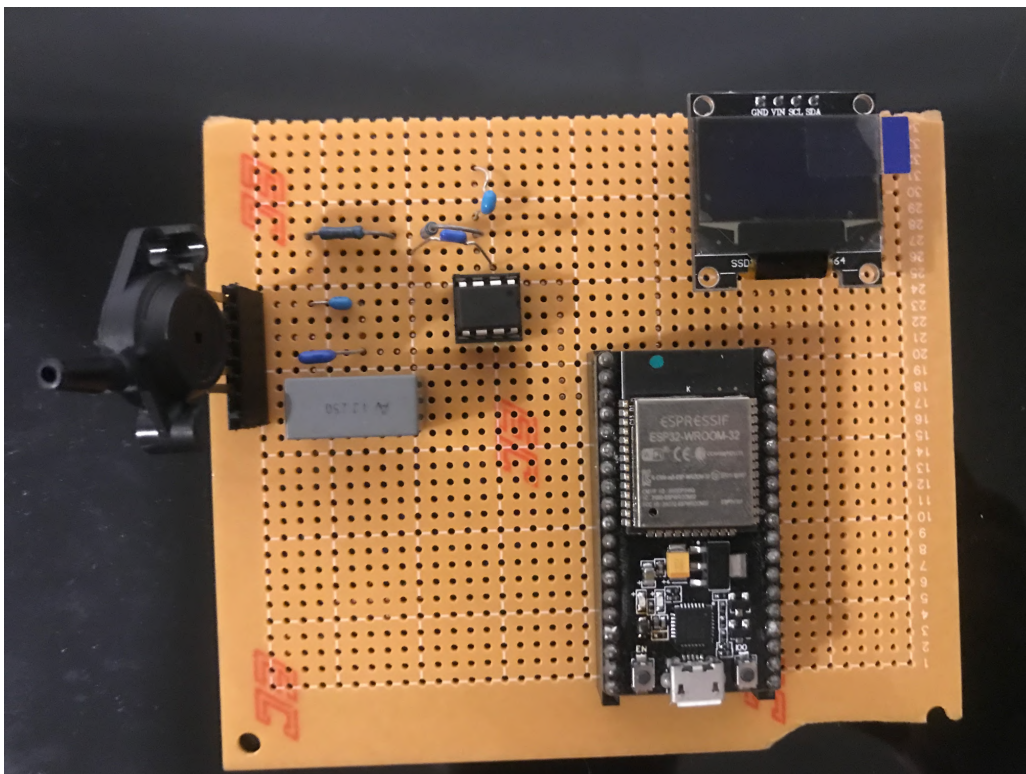


Figura 29 Placa de circuito impresso com o produto final (lado frontal)

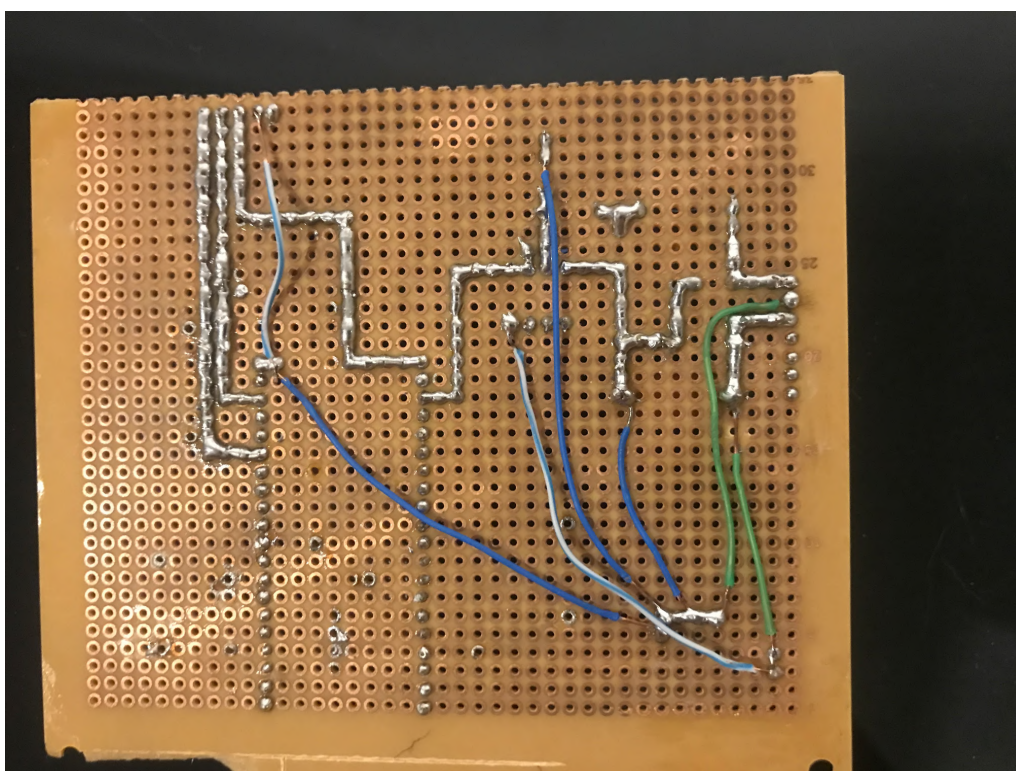


Figura 30 Placa de circuito impresso com o produto final (lado traseiro das soldaduras)

PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Já discutida a arquitetura do protótipo este capítulo vai incidir sobre a programação e calibração do sistema.

5.1 Calibração do sensor

O sensor foi calibrado com um manómetro de coluna vertical em U, como ilustrado na figura 31.

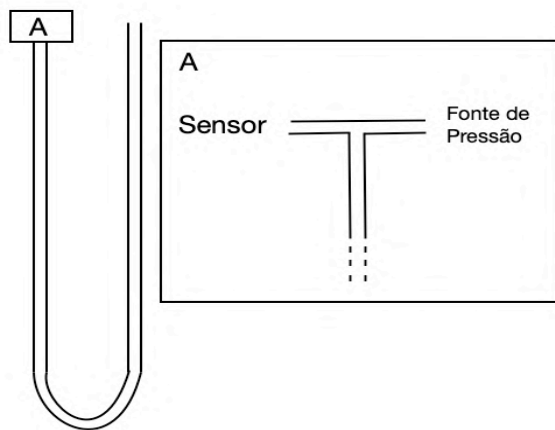


Figura 31 Esquema do manómetro de coluna vertical em U usado para a calibração

O microcontrolador foi ligado ao sensor para converter o sinal para digital. Criou-se a tabela 1, onde a segunda coluna é o sinal lido pelo microcontrolador e a primeira coluna a diferença de altura na coluna de água provocada pela pressão aplicada pela fonte de pressão (ver figura 31).

Procedimento:

1. Aplicar a pressão máxima possível (de maneira a que a água não saia do tubo);
2. Marcar a variação na coluna de água;
3. Medir e registar a variação;
4. Registar valor apresentado pelo microcontrolador;
5. Abrir a torneira ligeiramente para libertar alguma pressão;
6. Repetir os passos, até a variação ser zero;

Seguindo o procedimento foi possível completar a tabela 1.

Tabela 1 Recolha de dados para a calibração do sensor

Variação (cm)	Digital out-put
166,1 ± 0,5	1770
145,4 ± 0,5	1507
119,8 ± 0,5	1337
102,6 ± 0,5	1161
90,1 ± 0,5	1006
75,7 ± 0,5	860
64,8 ± 0,5	743
51,4 ± 0,5	580
28,6 ± 0,5	337
0 ± 0,5	35

Agora para chegarmos à pressão temos que nos guiar pela expressão (1) [33]:

$$P = \rho \times g \times h \quad (1)$$

Onde P é a pressão em Pa, ρ é a densidade do líquido em kg/m^3 , g é a aceleração da gravidade em m/s^2 e por último, h a variação na coluna de água em metros. Assumindo que $g = 9,81 \text{ m/s}^2$ e que $\rho = 998,57 \text{ kg/m}^3$ chegamos à tabela 2.

Tabela 2 Recolha de dados para a calibração do sensor com cálculo da Pressão e incertezas associadas.

Variação (cm)	Leitura do microcontrolador	<i>Pressão (Pa)</i>
166,1 ± 0,5	1770	16271 ± 5
145,4 ± 0,5	1507	14243 ± 5
119,8 ± 0,5	1337	11736 ± 5
102,6 ± 0,5	1161	10051 ± 5
90,1 ± 0,5	1006	8826 ± 5
75,7 ± 0,5	860	7416 ± 5
64,8 ± 0,5	743	6348 ± 5
51,4 ± 0,5	580	5035 ± 5
28,6 ± 0,5	337	2802 ± 5
0 ± 0,5	35	0 ± 5

Considerando a grandeza Z com as variáveis W_1, W_2 até W_n com uma incerteza associada a cada uma das variáveis, $\mu(W_n)$. Neste caso Z é a pressão e W_1 é a altura. A incerteza associada à grandeza Z pode ser calculada com base na expressão geral da propagação de incertezas [34]:

$$\mu(Z) = \sqrt{\left(\frac{\partial Z}{\partial W_1} \mu(W_1)\right)^2 + \left(\frac{\partial Z}{\partial W_2} \mu(W_2)\right)^2 + \dots + \left(\frac{\partial Z}{\partial W_n} \mu(W_n)\right)^2} \quad (2)$$

O código em MatLab com os cálculos encontram-se todos no apêndice A.

Com os dados recolhidos foi criado o gráfico da figura 32.

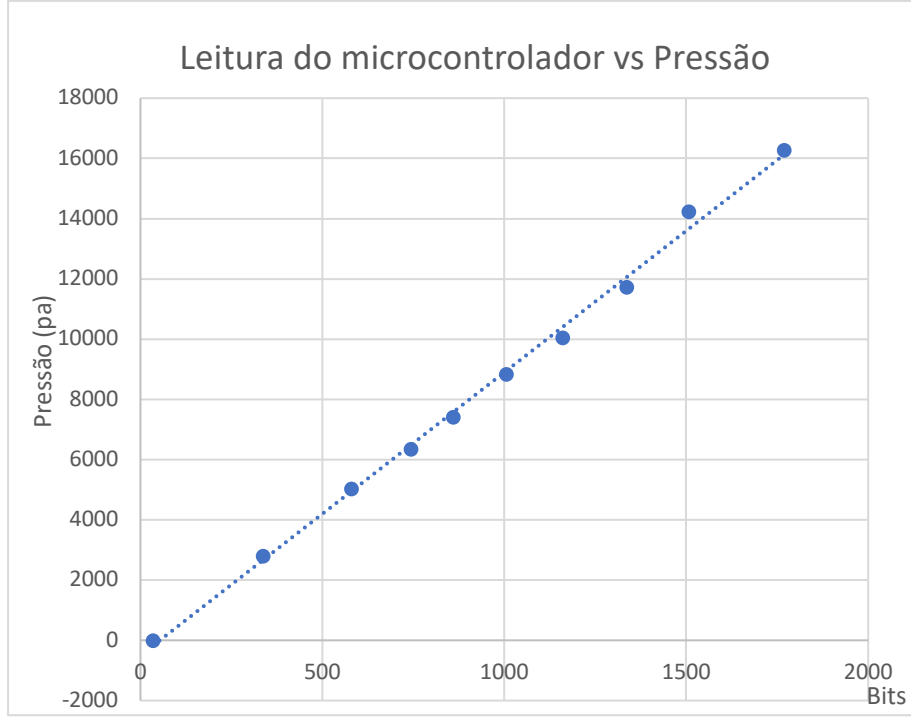


Figura 32 Reta de calibração do sensor

Para chegar à reta de calibração foram seguidas as expressões do texto de Maria Raposo [34]. Onde a expressão para o declive da reta é:

$$m = \frac{n \sum_{i=1}^n X_i Y_i - \sum_{i=1}^n X_i \sum_{i=1}^n Y_i}{n \sum_{i=1}^n X_i^2 - (\sum_{i=1}^n X_i)^2} \quad (3)$$

Onde X são os dados no eixo xx e Y os dados no eixo yy.

Para a ordenada na origem a expressão é a seguinte:

$$b = \frac{\sum_{i=1}^n X_i^2 \sum_{i=1}^n Y_i - \sum_{i=1}^n X_i Y_i \sum_{i=1}^n X_i}{n \sum_{i=1}^n X_i^2 - (\sum_{i=1}^n X_i)^2} \quad (4)$$

Para calcular as incertezas associadas a cada um dos parâmetros foi também seguido o mesmo texto. Com a expressão:

$$\mu(m) = \sqrt{\frac{\frac{n \sum_{i=1}^n (Y_i - (mX_i + b))^2}{(n-2)}}{n \sum_{i=1}^n X_i^2 - (\sum_{i=1}^n X_i)^2}} \quad (5)$$

Conseguimos chegar à incerteza associada ao declive.

Com a expressão:

$$\mu(b) = \sqrt{\frac{\frac{n \sum_{i=1}^n (Y_i - (mX_i + b))^2 \sum_{i=1}^n X_i^2}{(n-2)}}{n \sum_{i=1}^n X_i^2 - (\sum_{i=1}^n X_i)^2}} \quad (6)$$

Conseguimos chegar à incerteza associada à ordenada na origem.

Com o auxílio do programa MATLAB, anexo no apêndice, conseguimos chegar à reta de calibração do sensor:

$$pressão = (9,4 \pm 0,6) * nr^o \text{ de bits} - (500 \pm 624) \quad (7)$$

5.2 Programação do microcontrolador

O microcontrolador ESP32 permite uma programação com a interface do Arduino.

Após instalar os *drivers* necessários para conseguir fazer a ligação entre a interface e o microcontrolador, surgiu um erro ao tentar compilar qualquer, por mais simples que fosse, programa para o microcontrolador. Após pesquisar fóruns, a solução encontrada passava por fazer a ligação de um condensador de 10 μ F [35]. Como é mostrado na figura 33.

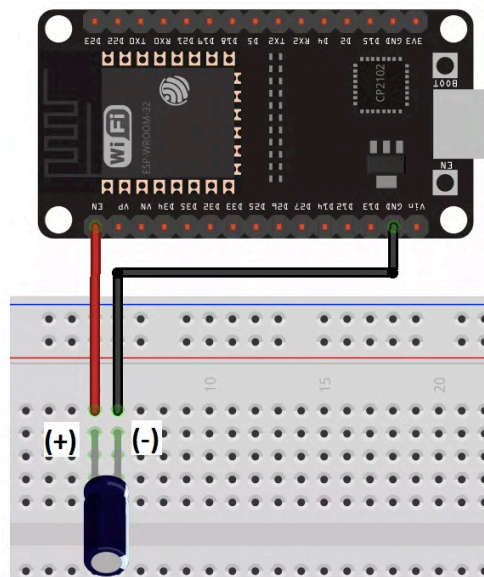


Figura 33 Esquema de ligação do condensador para resolver problema de ligação. (adaptado de [28])

Após solucionado o problema de ligação foi uma questão de escrever o código. O código completo está apresentado no apêndice B.

A programação do microcontrolador passa por dois blocos. Um bloco de configuração e um bloco que corre em ciclo. Como é ilustrado na figura 34, o bloco de configuração permite ao bloco de ciclo funcionar como deve ser.

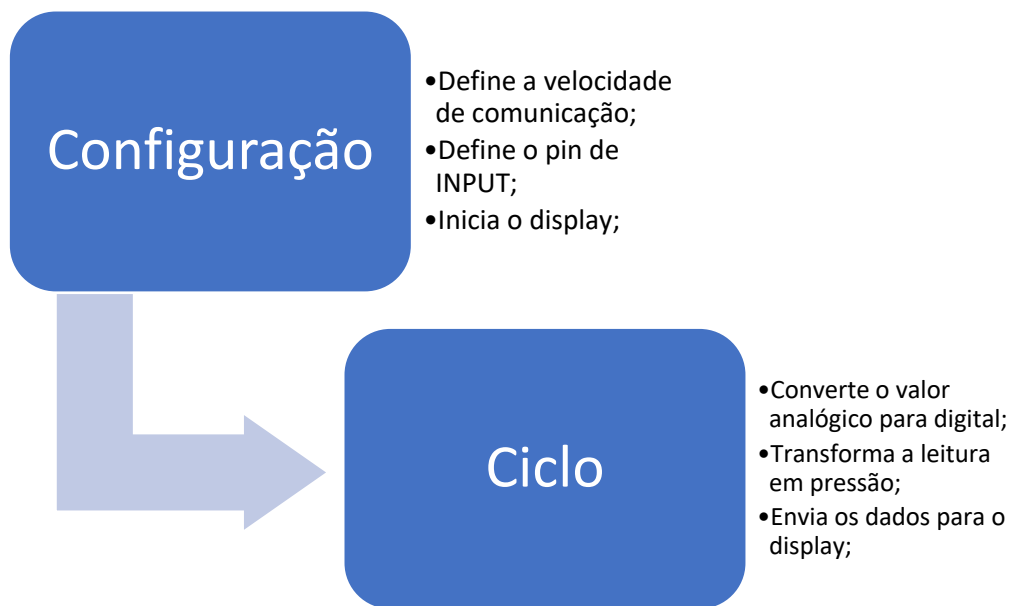


Figura 34 Lógica do funcionamento do código do microcontrolador.

No primeiro bloco o código começa por definir o pin 36 como o pin que vai receber os dados, linha assinalada com “a)” na figura 35.

De seguida é definida a velocidade de comunicação com o computador, na linha assinalada com “b)” na figura 35, em 115200 bits por segundo.

Próximo passo é iniciar o display, nas linhas “c)” da figura 35, e definir a fonte e tamanho de letra.

```
void setup() {  
  pinMode(36, INPUT); a)  
  Serial.begin(115200); b)  
  
  display.init();  
  c)display.setFont(ArialMT_Plain_24);  
  delay(1000);  
}
```

Figura 35 Bloco de configuração

O segundo bloco de programação vai correr em ciclo.

Por cada ciclo o microcontrolador passa por 4 passos:

1. Começa por fazer a conversão do sinal analógico vindo do sensor para digital;
2. O filtro apesar de remover a maior parte do ruído, continuava a haver algumas flutuações no número de bits que o microcontrolador estava a assumir. Para superar este problema foi

decidido fazer uma média dos últimos 5 valores lidos pelo microcontrolador, para estabilizar o valor apresentado pelo “display”. Este valor é atualizado a cada ciclo, pois por cada ciclo o valor mais antigo é substituído pelo valor lido nesse ciclo.

3. Com o valor da média dos últimos 5 ciclos é calculado a pressão através da reta de calibração falada no subcapítulo anterior;
4. Por último, o valor da pressão é enviado para o “display”. E o ciclo recomeça.

Este ciclo está ilustrado na figura 36.



Figura 36 Esquema da lógica da programação do bloco cíclico

CONCLUSÕES E PERSPETIVAS FUTURAS

Este projeto pretendeu criar um primeiro protótipo de uma ferramenta de apoio ao paciente no domicílio. Capaz de auxiliar os pacientes a monitorizarem as pressões que aplicavam às suas almofadas anti-escaras. Para que desta forma conseguissem uma utilização mais eficaz dos seus instrumentos, de maneira a conseguirem combater de uma forma melhor a problemática das úlceras por pressão. O objetivo foi cumprido.

É importante referir a importância deste dispositivo a nível clínico. Como foi referido no trabalho, as úlceras de pressão são uma problemática muito preocupante. Está muito ligada com as taxas de mortalidade. Por isso, hoje em dia falasse muito de prevenção dos problemas. Este dispositivo permite aos pacientes terem um papel ativo na prevenção de úlceras de pressão, que devido à sua condição, podem vir a desenvolver. Este trabalho permite a estas pessoas um maior rigor ao cuidar da sua saúde.

São agora descritas algumas perspetivas futuras.

O protótipo pretendia dar algo concreto a uma ideia, sendo possível melhorar em alguns aspetos.

O primeiro aspeto a apontar é a calibração. Como foi referido a calibração foi feita com base num manómetro de coluna vertical em U de água. Para as pressões que foram trabalhadas o tamanho de tubo necessário foi de 5m. Não é a situação ideal para calibrar o sensor pelas condições em que tiveram que ser feitas as recolhas os valores da tabela 1. Posto isto, acredito que com o mesmo método, mas com um material que permita usar um tubo com um comprimento menor, permita uma calibração muito mais rigorosa.

O filtro passa baixo não eliminava completamente o ruído dos 50 Hz. Um sinal sinusoidal de amplitude 2V, passando pelo filtro ficava com uma amplitude de 0,2 V. Um valor pequeno e pouco significativo, mas pode fazer a diferença.

Imprimir o CI com um programa próprio faz com que o produto fique muito mais compacto e mais robusto do que o CI soldado.

Outra função interessante passa pelo carregamento do dispositivo. De momento a carga é feita através de um carregador de 5 V. É possível mudar a fonte de alimentação deste dispositivo para uma bateria. E arranjar maneira do carregamento ser por via USB.

Esta ferramenta, apesar de uma solução simples, prevê-se que tenha utilidade para os pacientes.

É possível explorar esta ferramenta de maneira a que o profissional de saúde tire partido. Com a criação de um sistema de armazenamento de dados ou uma aplicação seria possível monitorizar o comportamento dos pacientes no domicílio e atuar conforme a situação de cada um.

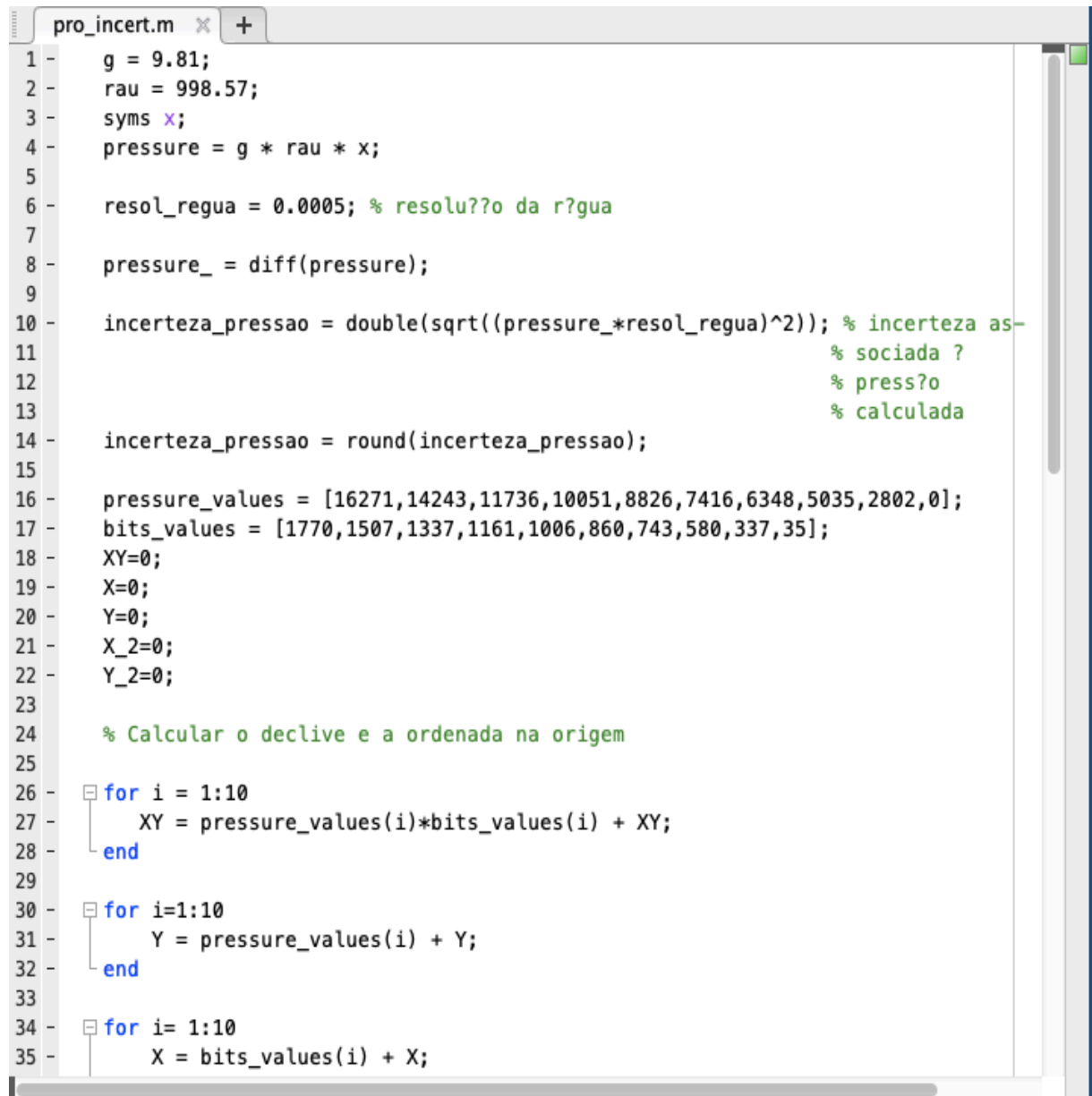
Bibliografia

- [1] M. S. DiMaio, A. Baumgarten, R. M. Greenstein, H. M. Saal, and M. J. Mahoney, *Prevention and Treatment of Pressure Ulcers: Quick Reference Guide*. 2014.
- [2] M. R. S. V. Tomomitsu, N. D. Lemos, and M. R. Perracini, “Prevalência e fatores associados à fragilidade em cuidadores idosos,” *Geriatr. Gerontol.*, vol. 4, no. 1, pp. 3–12, 2010.
- [3] A. de F. T. dos S. C. da S. P. A. G. de A. A. M. M. D. V. L. F. M. A. Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto, *Revista latino-americana de enfermagem = Latin American journal of nursing.*, vol. 19, no. 3. Universidade de São Paulo, 2011.
- [4] M. Stephens and C. A. Bartley, “Understanding the association between pressure ulcers and sitting in adults what does it mean for me and my carers ? Seating guidelines for people , carers and health & social care professionals,” *J. Tissue Viability*, vol. 27, no. 1, pp. 59–73, 2018.
- [5] P. Alves, F. Mota, P. Ramos, and L. Vales, “Epidemiologia das Úlceras de Pressão: interpretar dados epidemiológicos como indicador de qualidade,” *Servir*, vol. 58, no. 1–2, pp. 10–8, 2013.
- [6] Q. L. About, “Pressure Injuries : Prevention - Support Surfaces,” 2018.
- [7] all of Them, “Pressure , Shear , Friction and Microclimate in Context a Consensus Document,” *Wounds Int.*, 2010.
- [8] Q. Zhang, Z. Sun, and J. Yue, “Massage therapy for preventing pressure ulcers,” *Cochrane Database Syst. Rev.*, vol. 2013, no. 5, 2013.
- [9] A. Raquel, “Nova geometria para sobre-colchão anti-escaras Modos de funcionamento do enchimento Engenharia Electrotécnica e de Computadores,” 2012.
- [10] S. Bhattacharya and R. Mishra, “Pressure ulcers: Current understanding and newer modalities of treatment,” *Indian J. Plast. Surg.*, vol. 48, no. 1, pp. 4–16, 2015.
- [11] D. M. Brienza, P. E. Karg, M. Jo Geyer, S. Kelsey, and E. Trefler, “The relationship between pressure ulcer incidence and buttock-seat cushion interface pressure in at-risk elderly wheelchair users,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 82, no. 4, pp. 529–533, 2001.
- [12] V. Ramos, “Prevenção de Úlcera de Pressão : Uso de Superfícies de Apoio Prevention of Pressure Ulcers : Use of Support Surfaces La prevención de las úlceras por presión : El uso de superficies de soporte Introdução Morison (2004) defende que a prestação de cuidado,” *J. Aging Innov.*, vol. 5, pp. 50–57, 2016.
- [13] “Almofada de gel - Espuma de memória - 60x40 cm - Almofada ortopédica - EMIN | Beliani.pt.” [Online]. Available: https://www.beliani.pt/almofada-de-gel-espuma-de-memoria-60x40-cm-almofada-ortopedica-emin.html?utm_source=google_shopping_pt&utm_campaign=google_shopping_pt&utm_medium=cpc_beezup&gclid=Cj0KCQjwn_LrBRD4ARIsAFEQFKv0kBktWFPmHEKhDs_Xbtsfs-VRR5yz72UIXqI5YUJis. [Accessed: 14-Sep-2019].
- [14] “Almofada anti-escaras | Funda protetora | Sedens 500 | Apex.” [Online]. Available: <https://www.queralto.com/pt/21295-almofada-anti-escaras-funda-protetora-sedens-500-apex.html#>. [Accessed: 14-Sep-2019].
- [15] C. H. Lyder, R. Ulcers, R. A. Com, and P. Page, “CLINICIAN ’ S CORNER Pressure Ulcer Prevention and Management,” vol. 289, no. 2, pp. 223–226, 2013.

- [16] “1500 Deluxe Alternating Pressure Pad System.” [Online]. Available: <https://www.alternatingpressuremattress.com/apppad.html>. [Accessed: 14-Sep-2019].
- [17] “What is a Pressure Sensor? - Definition from Techopedia.” [Online]. Available: <https://www.techopedia.com/definition/15002/pressure-sensor>. [Accessed: 24-Jan-2019].
- [18] “Microcontroladores e Robótica [Robotic & Microcontroller Educational Knowledgepage - Network of Excellence].” [Online]. Available: <http://home.roboticlab.eu/pt/microcontrollers>. [Accessed: 25-Jan-2019].
- [19] H. Healthcare, “BodiTrak2 Pressure Mapping Best in Class Solutions.”
- [20] “CORRELATING AIR CUSHION PRESSURE TO MAXIMUM INTERFACE PRESSURE ON THE BUTTOCKS.” [Online]. Available: <https://www.resna.org/sites/default/files/legacy/conference/proceedings/2013/Wheelchair Seating/Student Scientific/Hefzy.html>. [Accessed: 30-Jan-2019].
- [21] “150538 - Medidor de Pressão para Pneus (Manômetro Analógico) - Schweers.” [Online]. Available: <http://www.schweers.com.br/produtos/150538-medidor-de-pressao-para-pneus-manometro-analogico/>. [Accessed: 21-Sep-2019].
- [22] “Medidor de Pressão dos Pneus (Digital) - ProFTC | Castro Electrónica, Lda.” [Online]. Available: <https://www.castroelectronica.pt/product/medidor-de-pressao-dos-pneus-5-em-1-digital--extol>. [Accessed: 21-Sep-2019].
- [23] M. Engineering, “Lecture 8-1 - Piezoelectricity.”
- [24] “Piezoelectric Pressure Sensors | The Design Engineer’s Guide | Avnet Abacus.” [Online]. Available: <https://www.avnet.com/wps/portal/abacus/solutions/technologies/sensors/pressure-sensors/core-technologies/piezoelectric/>. [Accessed: 28-Sep-2019].
- [25] “Factors Affecting Capacitance | Capacitors | Electronics Textbook.” [Online]. Available: <https://www.allaboutcircuits.com/textbook/direct-current/chpt-13/factors-affecting-capacitance/>. [Accessed: 30-Sep-2019].
- [26] K. N. Bhat and M. M. Nayak, “MEMS Pressure Sensors- An Overview of Challenges in Technology and Packaging,” *Inst. Smart Struct. Syst. J. Isss J. Isss*, vol. 1, no. 1, pp. 1–10, 2012.
- [27] “What’s The Difference Between Piezoelectric And Piezoresistive Components?” [Online]. Available: <https://www.electronicdesign.com/components/what-s-difference-between-piezoelectric-and-piezoresistive-components>. [Accessed: 01-Oct-2019].
- [28] F. Semiconductor, “Freescale Semiconductor Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned , Temperature Compensated and Calibrated,” pp. 2007–2010, 2010.
- [29] C. O. Mosiori, “POWER OPTION MODULE : III MICROCONTROLLER TECHNOLOGY TRAINING MANUAL BY,” 2015.
- [30] “An Introduction to Filters.” [Online]. Available: <https://www.allaboutcircuits.com/technical-articles/an-introduction-to-filters/>. [Accessed: 22-Sep-2019].
- [31] B. Meireles and J. Brás, “ECG de baixo custo,” 2017.
- [32] “Arduino-er: Connect I2C 128X64 OLED (SSD1306) to ESP32, using esp8266-oled-ssd1306.” [Online]. Available: <http://arduino-er.blogspot.com/2017/04/connect-i2c-128x64-oled-ssd1306-to.html>. [Accessed: 05-Sep-2019].
- [33] “U-Tube Manometer.” [Online]. Available: https://www.engineeringtoolbox.com/u-tube-manometer-d_611.html. [Accessed: 06-Sep-2019].
- [34] M. Raposo, “TRATAMENTO DE RESULTADOS EXPERIMENTAIS,” pp. 1–12, 2016.
- [35] “[SOLVED] Failed to connect to ESP32: Timed out waiting for packet header | Random Nerd

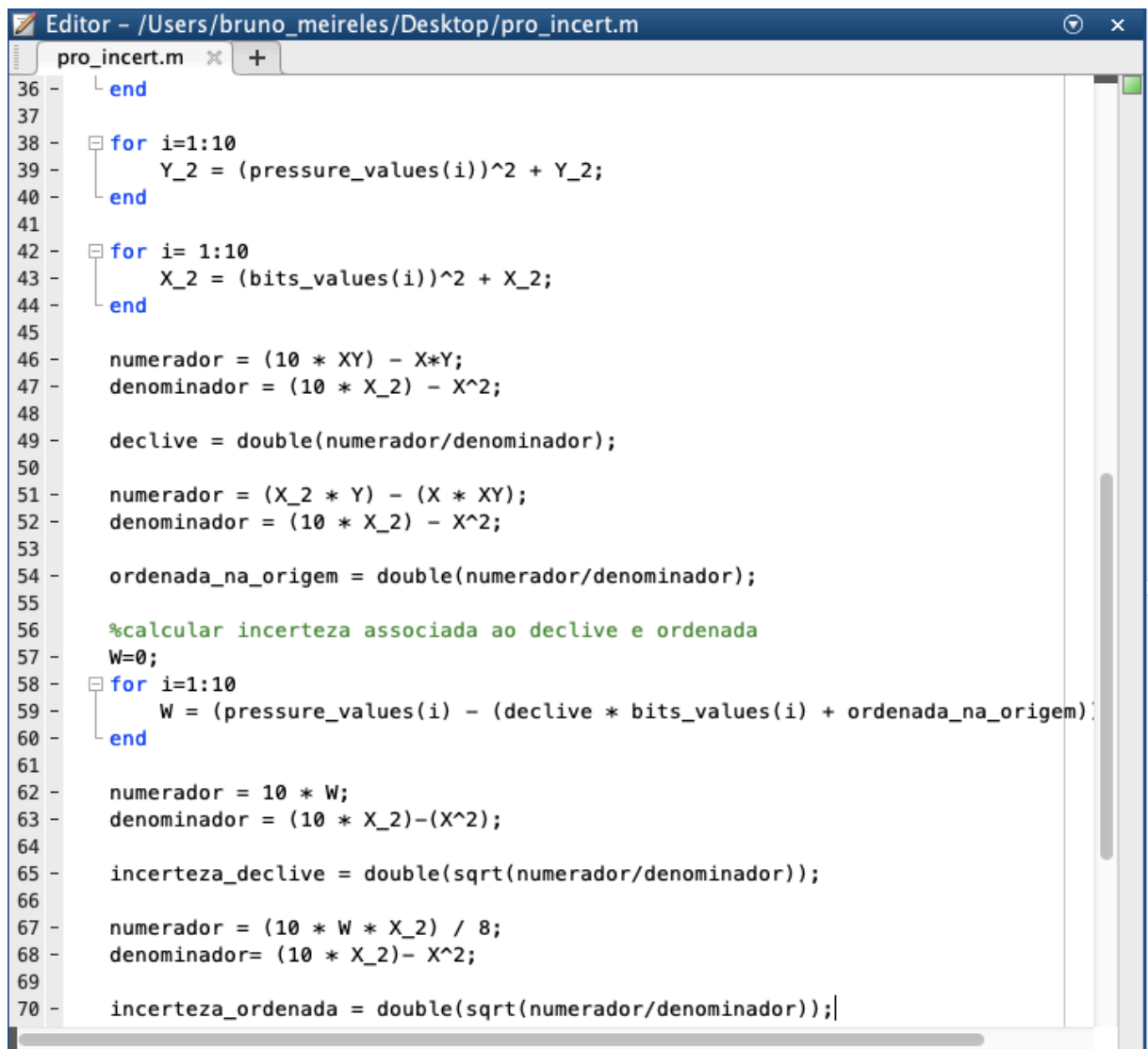
Tutorials.” [Online]. Available: <https://randomnerdtutorials.com/solved-failed-to-connect-to-esp32-timed-out-waiting-for-packet-header/>. [Accessed: 08-Sep-2019].

Programação em MatLab para o cálculo das incertezas



```
1 - g = 9.81;
2 - rau = 998.57;
3 - syms x;
4 - pressure = g * rau * x;
5
6 - resol_regua = 0.0005; % resolu??o da r?gua
7
8 - pressure_ = diff(pressure);
9
10 - incerteza_pressao = double(sqrt((pressure_*resol_regua)^2)); % incerteza as-
11 % sociada ?
12 % press?o
13 % calculada
14 - incerteza_pressao = round(incerteza_pressao);
15
16 - pressure_values = [16271,14243,11736,10051,8826,7416,6348,5035,2802,0];
17 - bits_values = [1770,1507,1337,1161,1006,860,743,580,337,35];
18 - XY=0;
19 - X=0;
20 - Y=0;
21 - X_2=0;
22 - Y_2=0;
23
24 % Calcular o declive e a ordenada na origem
25
26 - for i = 1:10
27 -     XY = pressure_values(i)*bits_values(i) + XY;
28 - end
29
30 - for i=1:10
31 -     Y = pressure_values(i) + Y;
32 - end
33
34 - for i= 1:10
35 -     X = bits_values(i) + X;
```

Figura A.1 Interface do MatLab com a programação para o cálculo das incertezas parte 1



```
36 - end
37
38 - for i=1:10
39     Y_2 = (pressure_values(i))^2 + Y_2;
40 - end
41
42 - for i= 1:10
43     X_2 = (bits_values(i))^2 + X_2;
44 - end
45
46     numerador = (10 * XY) - X*Y;
47     denominador = (10 * X_2) - X^2;
48
49     declive = double(numerador/denominador);
50
51     numerador = (X_2 * Y) - (X * XY);
52     denominador = (10 * X_2) - X^2;
53
54     ordenada_na_origem = double(numerador/denominador);
55
56     %calcular incerteza associada ao declive e ordenada
57     W=0;
58 - for i=1:10
59     W = (pressure_values(i) - (declive * bits_values(i) + ordenada_na_origem));
60 - end
61
62     numerador = 10 * W;
63     denominador = (10 * X_2)-(X^2);
64
65     incerteza_declive = double(sqrt(numerador/denominador));
66
67     numerador = (10 * W * X_2) / 8;
68     denominador= (10 * X_2)- X^2;
69
70     incerteza_ordenada = double(sqrt(numerador/denominador));
```

Figura A.2 Interface do MatLab com a programação para o cálculo das incertezas parte 2























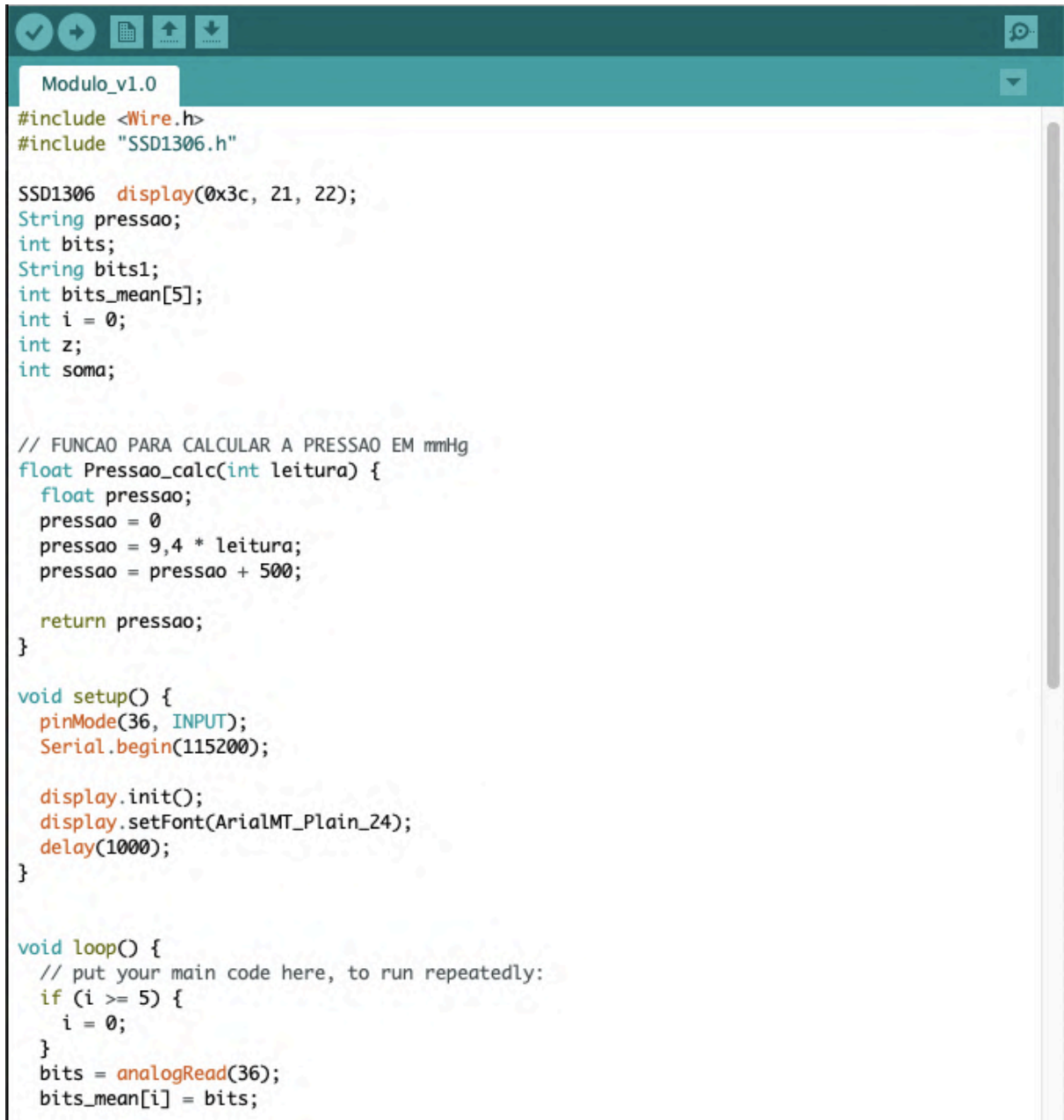
Name ▲	Value
 bits_values	[1770,1507,1337...
 declive	9.3968
 denominador	25782284
 g	9.8100
 i	10
 incerteza_declive	0.5248
 incerteza_ordenada	623.5567
 incerteza_pressao	5
 numerador	1.0025e+13
 ordenada_na_origem	-500.0563
 pressure	<i>1x1 sym</i>
 pressure_	<i>1x1 sym</i>
 pressure_values	[16271,14243,11...
 rau	998.5700
 resol_regua	5.0000e-04
 W	7.1007e+05
 x	<i>1x1 sym</i>
 X	9336
 X_2	11294318
 XY	101461968
 Y	82728
 Y_2	912759652

Figura A.3 Valor das variáveis calculadas pelo programa

Apêndice B

Programação do microcontrolador com a interface Arduino.



```
Modulo_v1.0
#include <Wire.h>
#include "SSD1306.h"

SSD1306 display(0x3c, 21, 22);
String pressao;
int bits;
String bits1;
int bits_mean[5];
int i = 0;
int z;
int soma;

// FUNCAO PARA CALCULAR A PRESSAO EM mmHg
float Pressao_calc(int leitura) {
    float pressao;
    pressao = 0
    pressao = 9,4 * leitura;
    pressao = pressao + 500;

    return pressao;
}

void setup() {
    pinMode(36, INPUT);
    Serial.begin(115200);

    display.init();
    display.setFont(ArialMT_Plain_24);
    delay(1000);
}

void loop() {
    // put your main code here, to run repeatedly:
    if (i >= 5) {
        i = 0;
    }
    bits = analogRead(36);
    bits_mean[i] = bits;
```

Figura B.1 Interface do arduino com o código do microcontrolador parte 1

```

for (z = 0; z < 5; z++) {
    soma = bits_mean[z] + soma;
}

bits = soma / 5;
soma = 0;
i++;
bits1 = String(bits); #DEBUG

pressao = Pressao_calc(bits);

//PARA DEBUG NO SERIAL MONITOR
//Serial.print("Leitura: ");
//Serial.println(pressao);
//Serial.print("bits: ");
//Serial.println(String(bits));
//Serial.println();
//Serial.println();

// O QUE É ENVIADO PARA O ECRÃ
display.clear();
/*display.setPixel(0,0); //canto sup esq
display.setPixel(127,0); // canto sup dir
display.setPixel(0,63); // canto inf esq
display.setPixel(127,63); // canto inf dir*/
display.drawRect(0, 0, 128, 64);
display.setTextAlignment(TEXT_ALIGN_CENTER_BOTH);

display.drawString(58, 32, String(pressao);
display.display();
delay(1000);
}

```

Guardado com Sucesso.

1

DOIT ESP32 DEVKIT V1, 80MHz, 115200, None em /dev/cu.SLAB_USBtoUART

Figura B.2 Interface do arduino com o código do microcontrolador parte 2